

# **Implantatlockerung am Hüftgelenk**

**(Eine Untersuchung von 72 reoperierten  
Totalendoprothesen des Hüftgelenkes)**

Vorgelegt

von

**Ingrid Lürken**

aus

**Mülheim/Ruhr**

**1979 № 157**







Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA41546219\\_0035](https://archive.org/details/IA41546219_0035)

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik  
der Universität Erlangen-Nürnberg  
Direktor: Prof. Dr. D. Hohmann

Implantatlockerung am Hüftgelenk

(Eine Untersuchung von 72 reoperierten Totalendo-  
prothesen des Hüftgelenkes)

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
dem Fachbereich Medizin  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von

Ingrid Lürken

aus

Mülheim-Ruhr

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs  
Medizin der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. E. Rügheimer

Referent: Priv.-Doz. Dr. H. Legal

Korreferent: Prof. Dr. D. Hohmann

Tag der mündlichen Prüfung: 15.02.1979

## INHALTSVERZEICHNIS

Seite

|                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1. Die Koxarthrose und ihre operative Therapie                                 | 3  |
| 1.1. Pathogenese der Koxarthrose                                               | 3  |
| 1.2. Kausale Operationen                                                       | 3  |
| 1.3. Symptomatische Operationen                                                | 5  |
| 2. Die Entwicklung der Totalendoprothesen                                      | 8  |
| 3. Krankengut                                                                  | 13 |
| 4. Komplikationen                                                              | 18 |
| 4.1. Intraoperative Komplikationen                                             | 18 |
| 4.2. Frühkomplikationen                                                        | 20 |
| 4.3. Spätkomplikationen                                                        | 22 |
| 5. Die Lockerung der Prothese                                                  | 25 |
| 5.1. Die Lockerung durch geänderte bio-<br>mechanische Verhältnisse            | 25 |
| 5.1.1. Bedeutung des geänderten<br>Kraftflusses für die Lockerung              | 25 |
| 5.1.2. Bedeutung der Verletzung der<br>Bindegewebsmembran für die<br>Lockerung | 30 |
| 5.1.3. Äußere Faktoren, die zur Lockerung<br>beitragen                         | 31 |

|                                                                      | Seite |
|----------------------------------------------------------------------|-------|
| 5.2. Die Lockerung durch Infektion                                   | 33    |
| 5.2.1. Die verschiedenen Infektions-<br>formen und ihre Diagnose     | 33    |
| 5.2.2. Die Wirkung der Infektion auf<br>die Prothesenverankerung     | 35    |
| 5.3. Die Lockerung durch Bioinkompatibili-<br>tät von Abriebmaterial | 36    |
| 6. Die Zeichen der Lockerung                                         | 39    |
| 6.1. Die röntgenologischen Zeichen                                   | 39    |
| 6.2. Die klinischen Zeichen der Lockerung                            | 46    |
| 6.2.1. Die Schmerzen                                                 | 46    |
| 6.2.2. Die Erhöhung der BKS                                          | 48    |
| 7. Die Therapie der Lockerung                                        | 53    |
| 8. Der Bruch der Prothese                                            | 55    |
| 8.1. Der Bruch nach Lockerung und durch<br>direktes Trauma           | 55    |
| 8.2. Bruchverhütung durch Materialver-<br>besserung                  | 59    |
| 9. Kasuistik                                                         | 60    |
| 10. Diskussion                                                       | 70    |
| 11. Zusammenfassung                                                  | 77    |
| 12. Literatur                                                        | 79    |

## 1. DIE KOXARTHROSE UND IHRE OPERATIVE THERAPIE

### 1.1. PATHOGENESE DER KOXARTHROSE

Die Koxarthrose, eine Verschleißerkrankung des Hüftgelenkes, entsteht durch ein Mißverhältnis zwischen mechanischer Belastung und biologischer Leistungsfähigkeit des Knorpel- und Knochengewebes. Zwei Drittel der Koxarthrosen entwickeln sich auf dem Boden einer angeborenen oder erworbenen Hüftdeformität, die HACKENBROCH als "präarthrotische Deformität" bezeichnet. Diesen sekundären Arthrosen stehen die primären Koxarthrosen gegenüber, die hormonell oder konstitutionell bedingt am primär normal geformten Gelenk auftreten.

### 1.2. KAUSALE OPERATIONEN

Die operativen Behandlungsmethoden der sekundären Arthrosen zielen zum einen darauf ab, die hohen Druckbeanspruchungen im Hüftgelenk herabzusetzen und dadurch das gestörte Gleichgewicht zwischen Belastung und Belastbarkeit zugunsten der Belastbarkeit zu verschieben und Knorpel und Knochen die Möglichkeit zur Erholung zu geben.

Bei der intertrochanteren Verschiebeosteotomie nach Mc MURRAY wird durch Medialverschiebung des distalen Fragmentes eine Entspannung des Iliopsoas und der Adduktoren bewirkt und damit der Druck im Hüftgelenk vermindert. Außerdem diskutiert STEINHÄUSER (1969) die Rückbildung von Sklerosierungszonen als Effekt der sogenannten Reizosteotomie, der durch die Hyperämisierung des proximalen Femurendes entsteht.

Besonders gute Ergebnisse werden mit der Varisierungs- und Valgisierungsosteotomie nach PAUWELS erreicht. Entsprechend der Ausgangssituation wird der Femurkopf nach intertrochanterer Osteotomie unter Verkleinerung oder Vergrößerung des Schenkelhalsschaftwinkels besser in die Pfanne zentriert, wodurch die tragenden Gelenkflächen vergrößert werden. Durch die Varisierung werden die Hebelarme der Abduktoren vergrößert und damit der Druck, den sie auf das Gelenk ausüben, verkleinert. Durch die Valgisierung wird der Druck auf das Gelenk verstärkt, darum muß zusätzlich eine Tenotomie der Muskelansätze der Abduktoren zur Entspannung durchgeführt werden.

Im Falle einer erfolgreichen Operation stellt man röntgenologisch eine Erholung des Gelenkes und günstigenfalls eine Verbreiterung des Gelenkspaltes fest. Sie ist einerseits durch die unmittelbare Druckentlastung zu erklären, andererseits durch die tiefere Zentrierung des Hüftkopfes in die Pfanne und eine echte Erholung des Gelenkknorpels.

Pfannenverbessernde Osteotomien werden bei dysplastischen Hüftgelenken bereits im Kindes- und Jugendalter in Form der Beckenosteotomie nach SALTER, im Erwachsenenalter in Form der sphärischen Pfannenummeißelung nach WAGNER oder der CHIARI-Osteotomie durchgeführt. Diese Operationen führen ebenfalls zu einer Normalisierung der Biomechanik des Hüftgelenkes. Durch die bessere Kopfüberdachung, d.h. die Vergrößerung der tragenden Gelenkflächen, wird der Druck im Gelenk reduziert. Eine Operation im Kindes- oder Jugendalter kann somit der Entstehung einer Arthrose vorbeugen, eine Operation im Erwachsenenalter kann eine schon bestehende Arthrose hinsichtlich ihrer Progredienz günstig beeinflussen.

### 1.3. SYMPTOMATISCHE OPERATIONEN

Ist der degenerative Prozeß so weit fortgeschritten, daß mit einer Regeneration nicht mehr gerechnet werden kann, so sollen dem Patienten zumindest die Schmerzen genommen werden. Hierzu stehen einige bewegungserhaltende Operationen und die Hüftversteifung zur Verfügung.

Ein kleiner operativer Eingriff in diesem Rahmen war die Voss'sche Hängehüfte. Durch Abmeißelung des Trochanter major und Adduktorentenotomie wird eine Druckminderung im Hüftgelenk herbeigeführt. Postoperativ ist eine langfristige Entlastung des Gelenkes erforderlich. Schmerzfreiheit tritt meist unmittelbar nach der Operation ein, jedoch kommt es häufig zu Rezidiven. Das Hüftthinken, das eine vermehrte Belastung der Nachbargelenke verursacht, bildet sich im allgemeinen innerhalb eines Jahres zurück (IMHÄUSER 1969).

Die Kopf-Hals-Resektion ist die älteste operative Behandlungsmethode der Koxarthrose. Sie wurde bereits 1859 von C. FOCK in Magdeburg ausgeführt. Seit sie 1923 von GIRDLESTONE zur Mobilisierung infektversteifter Hüftgelenke propagiert wurde, wird sie als Girdlestone-Operation bezeichnet. Bei radikalem Vorgehen, d.h. bei Resektion in der Linea intertrochanterica, wird zwar weitgehende Schmerzfreiheit und Wiederherstellung der Beweglichkeit erreicht, dafür müssen aber eine starke Beinverkürzung mit Instabilität, sowie ausgeprägtes Hüftthinken und eine Valgusbelastung des Kniegelenkes mit allmählicher Gonarthrose-Entwicklung in Kauf genommen werden.

Um diese Instabilität zu verringern, gab SCHANZ 1921 die Kombination der Resektion mit einer Angulations-Osteotomie an. Nach subtrochanterer Osteotomie wird das proximale Femurende dem Becken so gegenübergestellt, daß es dort einen möglichst großen Abstützungsbezirk findet und dadurch die Hüfte besser stabilisiert (FRANCILLON 1969). Aber auch wenn eine gute Abstützung erzielt wird, ist die Mehrzahl der Patienten auf einen Gehstock angewiesen. Um die Ergebnisse zu verbessern, haben viele Autoren das Verfahren modifiziert. Hier sind besonders MILCH, BATCHELOR und HACKENBROCH zu nennen. Die Operationstechniken unterscheiden sich hauptsächlich in der Höhe der Angulations-Osteotomie.

Ist der Patient auf ein stabiles Standbein angewiesen, so reicht die Resektions-Angulations-Osteotomie nicht aus. In diesem Fall ist die Arthrodeese indiziert. Sie ermöglicht dem Patienten langfristige, schmerzfreie Belastung beim Gehen und Stehen. Da die Arthrodeese zu einer Mehrbelastung des kontralateralen Hüftgelenkes, des homolateralen Kniegelenkes und der Lendenwirbelsäule führt, kann eine Arthrodeese nur bei einseitigem Befall der Hüfte und bei kompensationsfähigen Nachbargelenken durchgeführt werden. Eine beginnende Arthrose in einem der Nachbargelenke würde unter der gesteigerten Belastung sehr schnell fortschreiten und den Patienten weiter invalidisieren.

Die Nachteile der letztgenannten Behandlungsmethoden führten dazu, daß man nach einer befriedigenderen Therapie mit weiter Indikation suchte. Die Erkenntnis, daß die gelenkerhaltenden Operationen nur bei beginnender oder mäßiger Koxarthrose die rasche Progredienz des

Leidens aufhalten oder gar eine gewisse Regeneration der erkrankten Knorpel- und Knochensubstanz bewirken können, führte zu dem Gedankenschluß, in späteren Krankheitsstadien das degenerierte Gewebe in toto zu entfernen und prothetisch zu ersetzen.

## 2. DIE ENTWICKLUNG DER TOTALENDOPROTHESEN

Die ersten Totalendoprothesen wurden bereits gegen Ende des vorigen Jahrhunderts von GLUCK entwickelt. Bei der Ruhigstellung frakturierter Knochen durch Implantation von Elfenbeinstäben in die Markhöhle beobachtete er, daß diese Fremdkörper reizlos in den Knochen einheilten. Aus diesen Elfenbeinstäben entwickelte er Scharnier- und Kugelgelenke, um nicht nur Knochen-, sondern auch Gelenkdefekte prothetisch versorgen zu können. Die ersten Elfenbeinprothesen implantierte er 1890; zur Fixierung benutzte er dabei einen "Knochenzement" aus Kolophonium und Bimsstein oder Gipszusatz. Sie heilten zunächst gut ein und ermöglichten den Patienten schmerzfreie Funktion unter Belastung. Da GLUCK diesen Gelenkersatz nur an chronisch entzündeten Gelenken ausführte, kam es bald zur Eiterung und Fistelbildung, so daß die Gelenke wieder entfernt werden mußten (ZIPPEL, MEYER-RALFS 1975). Nach diesen Mißerfolgen geriet die Idee der Endoprothetik für viele Jahre in Vergessenheit.

In den 50er Jahren dieses Jahrhunderts wurde sie von den Brüdern JUDET wieder aufgenommen. Sie entwickelten eine Kopfprothese zum Ersatz des arthrotisch zerstörten Hüftkopfes, die aus gewebeverträglichem Plexiglas hergestellt wurde. Nach Resektion des Femurkopfes wurde die Prothese mit ihrem Stiel in eine Bohrung im Schenkelhals eingebracht, deren Durchmesser etwas kleiner war als der Durchmesser des Prothesenstieles. Durch diese "paßgerechte" Implantation sollte auf Kittsubstanz verzichtet werden. Nach guten Anfangserfolgen zeigte sich jedoch, daß das Material des Kunstkopfes nicht genügend bruchfest war und daß der zylindrische Stiel zur dauerhaften Fixierung

der Prothese nicht ausreichte. Um die Bruchfestigkeit zu erhöhen, wurde der Prothesenstiel mit einem Kern aus rostfreiem Stahl armiert. Der Lockerung konnte man jedoch nicht Herr werden, denn geringste Wackelbewegungen führten zu einer sanduhrförmigen Resorption des Knochens (Glockenschlegel-Phänomen), so daß es zu einer raschen Erweiterung der Bohrung im Schenkelhals mit Lockerung des Implantates kam. Außerdem wurde die sphärische Fläche des Gelenkkopfes unter Belastung ungleichmäßig abgenutzt. Der entrundete Kopf führte zur weiteren Zerstörung des geschädigten Knorpels in der Gelenkpfanne. Dadurch wurde die Beweglichkeit des Gelenkes wieder schmerzhaft eingeschränkt.

Dem Problem der Prothesenlockerung versuchte MERLE D'AUBIGNE mit der Entwicklung der Kopf-Hals-Prothese zu begegnen. Nach Resektion von Femurkopf und Schenkelhals wurde die Endoprothese in die Markhöhle implantiert und gewährte durch einen langen Prothesenschaft eine bessere Verankerung. MERLE D'AUBIGNE konnte aber keine Dauererfolge erzielen, da auch er Prothesen aus Plexiglas verwandte, die leicht brachen.

MOORE und THOMPSON entwickelten daraufhin Kopf-Hals-Prothesen aus Vitallium, einer Chrom-Kobalt-Legierung. Im Vitallium war ein gewebefreundliches Material gefunden, das ausreichende Festigkeit bot, um den im Hüftgelenk auftretenden Spannungen standzuhalten. Die Moore-Prothese weist große Aussparungen im Schaftbereich auf, durch die Bindegewebe hindurchwachsen soll, um die Prothese sicherer zu fixieren. Sie hat daher besonders in den USA große Verbreitung gefunden, wo die Anwendung von Knochenzement bis 1971 unzulässig war (RUCKELSHAUSEN 1973). Nach guten Anfangsergebnissen blieben die Patienten aber auf Dauer

nicht schmerzfrei, weil der Prothesenkopf wie bei der Judet-Prothese und der Prothese nach MERLE D'AUBIGNE mit dem natürlichen Pfannenknorpel artikuliert und ihn zerrieb. So führte die Weiterentwicklung zum Ersatz bei der Gelenkflächen aus alloplastischem Material.

1956 implantierte McKEE die von ihm entworfene erste Totalendoprothese. Es handelt sich hierbei um eine Kopf-Hals-Prothese und eine dem Kopf entsprechende Kunstpfanne, beide aus Vitallium hergestellt. Die Pfanne wurde zunächst in die Beckenspongiosa eingeschraubt, später mit Knochenzement im ausgefrästen Acetabulum verankert. Bei dieser Metall/Metall-Totalendoprothese kam es relativ schnell zur Aufrauung der miteinander artikulierenden Gelenkflächen. Diese Aufrauung bewirkte eine starke Zunahme des ohnehin hohen Reibungskoeffizienten und damit wachsende Beanspruchung des Implantatlagers.

Durch die Kombination einer Kopf-Hals-Prothese aus Metall mit einer Pfanne aus Teflon gelang CHARNLEY 1958 die Entwicklung einer Totalendoprothese mit niedrigem Reibungskoeffizienten ("low friction prosthesis"). Die klinische Anwendung ergab jedoch, daß es durch die hohen Druckspannungen im Hüftgelenk zu einer Dauerverformung des Teflons kam. Innerhalb einiger Jahre wurde die Teflonpfanne zerrieben. Der entstandene Teflonabrieb führte zu toxischen Reaktionen am Kapselregenerat, das starke Fremdkörpergranulome bildete und eine blande, abakterielle Infektion mit Lockerungstendenzen von Kopf und Pfanne unterhielt. CHARNLEY verwandte daraufhin seit 1963 für die Gelenkpfanne Polyäthylen, das sich als sehr formstabil und abriebfest erwiesen hat.

Die Kombination von Polyäthylenpfanne und Metallprothese ist seither von vielen Autoren nachgeahmt worden. MÜLLER z.B. implantiert seit 1963 ebenfalls Polyäthylenpfannen an Stelle der früher eingesetzten Polyesterpfannen. Die Schäfte der Müller-Prothesen werden aus Protasul hergestellt. Es handelt sich dabei um einen von der Firma Sulzer entwickelten Werkstoff, ein Chrom-Molybdän legiertes Kobaltbasismetall. Anfangs wurden die Legierungen nur gegossen (Protasul-1), später durch Schmieden veredelt (Protasul-10).

Eine besondere Entwicklung stellt die Rotationsprothese von HUGGLER und WEBER dar. Es handelt sich dabei um eine Totalendoprothese bestehend aus einem metallenen Prothesenschaft mit zylindrischem Hals, einem Rotationskopf mit zylindrischer Bohrung aus Polyester und einer Metallpfanne. Für diese Prothese galt die Vorstellung, daß die Flexions- und Extensionsbewegungen zwischen Prothesenhals und Rotationskopf, die Abduktions-, Adduktions- und Rotationsbewegungen zwischen Kopf und Prothesenpfanne stattfinden (HESSERT 1973). Durch die Verteilung der Bewegungen auf zwei Gelenkräume sollten die Gelenkflächen weniger beansprucht werden. Bei der Abnutzung des Rotationskopfes hätte zudem die Prothese durch Austausch des Kopfes, also im Rahmen eines relativ kleinen Eingriffes, wieder voll funktionsfähig gemacht werden können. Es hat sich aber gezeigt, daß nicht der Verschleiß des Rotationskopfes, sondern die Fixierung des Schaftes der begrenzende Faktor für die Lebensdauer der Prothese ist. Die "Reparaturmöglichkeit" und die Verteilung der Bewegungen auf unterschiedliche Gelenkabschnitte stellte also keinen Vorteil gegenüber anderen Prothesenmodellen dar. Der Polyesterkopf wurde im Gegenteil durch die Rotationsbewegungen besonders stark beansprucht und lieferte viel

Abriebmaterial, das im Bindegewebe der Gelenkkapsel die beschriebenen toxischen Reaktionen mit Lockerungsfolgen provozierte. Heute wird deshalb der Rotationskopf aus Metall hergestellt und die Pfanne aus Polyäthylen, so daß wiederum ein System mit niedrigem Reibungskoeffizienten vorliegt.

### 3. KRANKENGUT

Die Nachuntersuchung der in der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen implantierten Kunstgelenke wurde ermöglicht durch das Forschungsprogramm "Kraftflußberechnungen in Knochenstrukturen und Prothesen" aus Mitteln des Bundesministeriums für Forschung und Technologie. In Zusammenarbeit mit der Firma Dornier Friedrichshafen wurde ein computer-lesbarer Untersuchungsbogen erstellt, der Anamnese, klinische und röntgenologische Befunde prä- und postoperativ, sowie die Daten des Operationsberichtes erfaßt. Im Rahmen dieser Nachuntersuchungen wurden die Problemfälle, Infektionen, Lockerungen und Brüche der Kunstgelenke, ausgesondert; sie dienen als Grundlage dieser Arbeit.

An der Orthopädischen Klinik der Universität Erlangen-Nürnberg wurden in der Zeit vom 1.10.69 bis zum 31.5.77 insgesamt 1024 Totelendoprothesen des Hüftgelenkes implantiert. Es wurden folgende Prothesen-Modelle verwendet:

|               |                                             |
|---------------|---------------------------------------------|
| Huggler-Weber | (Polyesterkopf-Metallpfanne)                |
| Huggler-Weber | (Metallkopf-Polyäthylenpfanne)              |
| Müller 70     | (Protasul-1-Schaftprothese-Polyesterpfanne) |
| Original M.E. | (Protasul-10-Schaftprothese                 |
| Müller        | -Polyäthylenpfanne)                         |

Eine chronologische Aufschlüsselung über die Anzahl der jährlich durchgeführten Implantationen gibt Tabelle 1

wieder. Der deutliche Rückgang seit 1972 erklärt sich daraus, daß in den folgenden Jahren die Indikation zur Operation wieder strenger gestellt wurde, nachdem sich die Nachteile des alloarthroplastischen Gelenkersatzes allmählich herauskristallisiert hatten. Man wurde vor allem bei der Operation jüngerer Patienten deutlich zurückhaltender.

Tab. 1 Anzahl der Implantationen von Totalendoprothesen der Hüfte von 1969-1977

|      |            |     |
|------|------------|-----|
| 1969 | (ab 1.10.) | 22  |
| 1970 |            | 146 |
| 1971 |            | 200 |
| 1972 |            | 202 |
| 1973 |            | 157 |
| 1974 |            | 112 |
| 1975 |            | 85  |
| 1976 |            | 83  |
| 1977 | (-31.5.)   | 17  |

In der Zeit vom November 1971 bis 31.5.1977 wurden 72 Kunstgelenke revidiert. Wie aus Tabelle 2 hervorgeht, waren die Prothesen hauptsächlich zum Ersatz von Gelenken mit primärer Koxarthrose implantiert worden. Erst mit deutlichem Abstand folgen Dysplasiekoxarthrosen, idiopathische Hüftkopfnekrosen und posttraumatische Zustände als Indikation zur Totalendoprothese. In 7 Fällen wurden nach der Revision weitere operative Eingriffe notwendig. Bei 8 Patienten waren bereits vor der Implantation der Totalendoprothese Hüftoperationen vorgenommen worden (Tabelle 3).

Tab. 2     Indikationen zur Implantation einer Totelendo-  
prothese bei 72 revidierten Kunstgelenken

|    |                                     |
|----|-------------------------------------|
| 46 | primäre Koxarthrose                 |
| 10 | Dysplasiekoxarthrose                |
| 1  | Koxarthrose bei Coxa vara congenita |
| 1  | posttraumatische Koxarthrose        |
| 9  | idiopathische Hüftkopfnekrose       |
| 1  | posttraumatische Hüftkopfnekrose    |
| 3  | PcP                                 |
| 1  | Hüftgelenksankylose nach Koxitis    |

In diesen Bericht werden 12 Austauschoperationen nicht miteinbezogen, bei denen primär außerhalb implantierte Prothesen ausgewechselt werden mußten.

Bei den primär in der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen eingesetzten und später nachoperierten Prothesen wurde in der Mehrzahl der Fälle eine Revision nötig, weil sich die Prothese gelockert hatte. Es handelte sich dabei um:

|    |                                            |
|----|--------------------------------------------|
| 16 | Huggler-Weber (Metallpfanne-Polyesterkopf) |
| 21 | Müller 70                                  |
| 1  | Original M.E. Müller                       |
| 1  | Charnley-Müller                            |

Tabelle 4 gibt einen Überblick über die verschiedenen Indikationen zur Revision des Hüftgelenkes.

In einem Fall von Frühinfektion konnte nach Eröffnung des Abszesses durch Anlegen einer Spülsauginnen Drainage und gezielte antibiotische Therapie die Entzündung zum Abklingen gebracht werden, ohne daß es zur Lockerung der Prothese kam. Zweimal wurde bei einem tiefen Infekt die Prothese sofort entfernt.

Tab. 3 Voroperationen vor Implantation der Total-  
endoprothese

|   |                                 |
|---|---------------------------------|
| 3 | Adduktorentenotomie             |
| 1 | Voss'sche Hängehüfte            |
| 1 | Pfannendachplastik              |
| 1 | Schenkelhalsnagelung            |
| 1 | Kapselexzision mit Synovektomie |
| 1 | Judet-Prothese                  |
| 2 | unbekannt                       |

Tab. 4 Indikation zur Revision eines prothetisch  
ersetzten Hüftgelenkes

|    |                       |
|----|-----------------------|
| 39 | mechanische Lockerung |
| 11 | Infektion             |
| 18 | Bruch des Schaftes    |
| 4  | Bruch der Pfanne      |

Wie das folgende Diagramm zeigt, besteht nach 3 Jahren  
Verweildauer der Prothese eine etwas höhere Revisions-  
rate als innerhalb der ersten 3 Jahre.

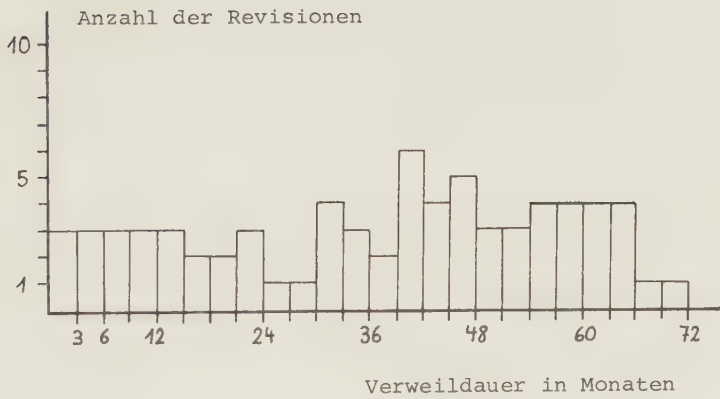


Abb. 1 Verweildauer der Prothesen bis zur Revision

|                             |    |
|-----------------------------|----|
| Anzahl der Fälle insgesamt  | 72 |
| Anzahl der Fälle 0-36.Mon.  | 31 |
| Anzahl der Fälle 37-72.Mon. | 41 |

#### 4. KOMPLIKATIONEN

Die Implantation der Hüftgelenksendoprothesen hat rasch weite Verbreitung gefunden, da sie ausgezeichnete Primärerfolge zeigte und für den Patienten heute einen relativ wenig belastenden Eingriff darstellt. Besonders die Möglichkeit, den Patienten postoperativ sofort zu mobilisieren, erlaubt es, auch ältere Patienten ohne große Gefahr der Thromboembolie und kardialer bzw. pulmonaler Zwischenfälle zu operieren. An dieser Stelle soll kurz auf die Komplikationen hingewiesen werden, die neben der später ausführlich zu besprechenden Prothesenlockerung auftreten können. Sie lassen sich aufteilen in drei Gruppen: die intraoperativen, die Früh- und die Spätkomplikationen.

##### 4.1. INTRAOPERATIVE KOMPLIKATIONEN

Zu den intraoperativen Komplikationen zählen:

1. Perforation des Schaftes
2. Fraktur des Schaftes
3. Perforation der Pfanne
4. Nervenverletzung
5. Gefäßverletzung
6. Blasenverletzung
7. Narkosezwischenfälle

Zu einer Perforation des Femurschaftes kann es nach vorausgegangenen Hüftoperationen wie Umstellungsosteotomien, Nagelungen und Arthrodesen kommen, da hier bereits eine Via falsa gebahnt sein kann. Aber auch bei zu energischer Arbeit mit der Raspel entsteht eine Perforation der Kortikalis besonders bei osteoporotischem Femur oder

nicht gut dargestelltem Halsstumpf. Wird die Perforation während der Operation erkannt, so soll der Sitz der Prothese intraoperativ durch Röntgenaufnahmen in 2 Ebenen kontrolliert werden. Liegt der Schaft in der Markhöhle, kann die Prothese einzementiert werden. Dabei wird die Perforationsstelle mechanisch verlegt, um den Austritt von Knochenzement in die Weichteile zu verhindern.

Wird der Femurschaft z.B. bei der Luxation des Gelenkes oder bei der Probeeinkerbung und Ausrenkung des Kunstgelenkes frakturiert, muß nach Implantation der Prothese die Fraktur mit einer Plattenosteosynthese oder mit Drahtcerclagen versorgt werden. In der Regel tritt danach eine komplikationslose Heilung ein.

Eine Perforation der Pfanne kann bei der Vertiefung des Pfannenbodens besonders leicht entstehen, wenn eine Protrusio acetabuli vorliegt. BOITZY und ZIMMERMANN (1969) weisen darauf hin, daß man die Perforation zunächst mit einer kleinen Portion Knochenzement, bei größeren Defekten zusätzlich mit einem Drahtgitter verschließen sollte. Erst in einem zweiten Arbeitsgang sollte die Pfanne einzementiert werden, um zu vermeiden, daß die Kunstpfanne bei Belastung in das kleine Becken vorgerieben wird.

Bei dem in der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen geübten vorderen Zugang kann es bei sorgfältigem Vorgehen zu keiner direkten Nervenläsion kommen. Jedoch ist eine Druckschädigung des Nervus femoralis durch zu oberflächliches Einsetzen von Hohmann-Hebeln möglich. Häufig erholt sich der Nerv ohne besondere Therapie. Bleibt eine Restitution aus, so ist eine Revision des Nerven meist mit Befreiung aus einer großen Narbenplatte angezeigt.

Die Gefäßverletzung ist eine sehr seltene Komplikation. In dem hier untersuchten Patientengut wurde bei über 1000 Operationen in nur einem Fall eine schwerwiegendere Gefäßverletzung beobachtet.

Ebenfalls selten ist die Blasenverletzung. Bei einem Patienten mußte nach Implantation der Totalendoprothese urologischerseits eine Blasenperforation übernäht werden.

Was die Narkosezwischenfälle anbelangt, so sei auf die Untersuchungen von SCHULITZ und DUSTMANN (1976) verwiesen. Sie haben gezeigt, daß bei der Polymerisation des Knochenzements die freiwerdenden Restmonomere in die Gefäße eintreten und eine Desemulgierung der Blutfette bewirken. Hierdurch kann es zur Fettembolie mit allen klinischen Folgen wie Zyanose, Blutdruckabfall und Herzrhythmusstörungen bis zum Kreislaufkollaps mit tödlichem Ausgang kommen. Als Prophylaxe empfehlen SCHULITZ und DUSTMANN eine Kurzinfusion von 40 ml Lipostabil<sup>R</sup> vor Operationsbeginn zur Stabilisierung der Fett-Eiweiß-Verbindung.

#### 4.2. FRÜHKOMPLIKATIONEN

Zu den Frühkomplikationen gehören:

1. Luxation der Prothese
2. Fröhinfektion

FRIEDEBOLD (1969) hat daraufhingewiesen, daß die Luxation der Prothese abgesehen von einer fehlerhaften Stellung der Implantate meistens auf einer ungenügenden Tonisierung der Muskulatur beruht. Sie tritt nur in den ersten Wochen nach der Operation auf. Die Therapie besteht in einer

Wiedereinrenkung gegebenenfalls in Narkose, einer Kräftigung der Muskulatur durch isometrische Übungen und dem anfänglichen Vermeiden von Rotationsbewegungen insbesondere bei Adduktion und Beugung. Sind Stellungsfehler der Pfanne oder des Schaftes für die Luxation verantwortlich, so rezidiert sie und die Stellung muß durch Reoperation korrigiert werden.

Die Frühinfektionen werden durch Keime, die intraoperativ in die Wundhöhle eingedrungen sind, hervorgerufen. Sie zeigen alle klinischen Zeichen des akuten Infektes wie Erhöhung der BKS und gelegentlich Fistelbildung. Therapeutisch kann versucht werden, den Infekt durch Spülsaugdrainage und Ruhigstellung des Gelenkes zu beherrschen. Gelingt dies nicht, muß die Prothese entfernt werden. Unter antibiotischer Abschirmung wird der Defekt entweder wieder mit einer Prothese versorgt oder er wird im Sinne einer Kopf-Hals-Resektion belassen bzw. mit einer Arthrodesen überbrückt. WEBER und STÜHMER (1973) haben gezeigt, daß die Zahl der Frühinfektionen durch Arbeiten in der ultrasterilen Operationsbox wesentlich gesenkt werden kann. Auch HEIPERTZ (1974) und HOLZ und GUBBA (1974) bestätigen die Ergebnisse von CHARNLEY (1964) über verbesserte Asepsis und reduzierte Infektionsgefahr durch Senkung des Keimgehaltes der Luft in der Operationsbox. Diesen Erfahrungen stehen die Berichte von STADLER und HENCHE (1976) und NICOD (1976) gegenüber, die durch Einhalten strikter Hygienemaßnahmen in einem konventionellen Operationssaal eine ebenso niedrige Frühinfektionsrate erreichen wie andere Autoren unter ultrasterilen Bedingungen. Sie halten daher die Operationsbox für keinen wesentlichen Fortschritt gegenüber dem herkömmlichen Operationsraum.

#### 4.3. SPÄTKOMPLIKATIONEN

Bei den Spätkomplikationen handelt es sich um:

1. Periartikuläre Verkalkung und Verknöcherung
2. Spätinfektion
3. Lockerung der Prothese
4. Bruch der Prothese

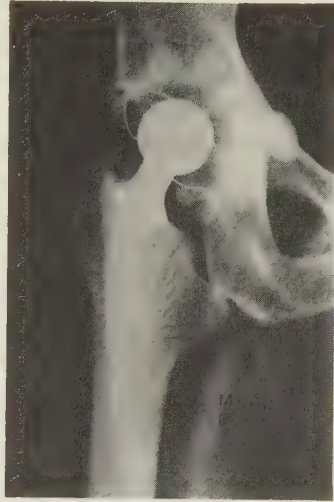
Periartikuläre Verkalkungen und Verknöcherungen treten in sehr unterschiedlichem Umfang auf. Während sie bei vielen Patienten symptomlos bleiben und nur als Zufallsbefund auf dem Röntgenbild entdeckt werden, führen sie bei anderen zur Einschränkung der Beweglichkeit, manchmal auch zu Schmerzen. In diesen Fällen führt die Resektion des Kapselregenerats wieder zu weitgehender Wiederherstellung der Beweglichkeit bzw. zu Schmerzfreiheit. Einige Patienten scheinen eine Disposition zu periartikulären Verkalkungen zu haben, so daß es bald zu einem Rezidiv kommt. Die Ausfällung von Kalksalzen wird auch durch ein saures Milieu begünstigt, wie es beim Ablauf entzündlicher Prozesse entsteht. Das zeigen die Röntgenbilder des Patienten M.A. (Abb.2a-c) deutlich. 13 Tage nach der Operation hatte sich die Wunde oberflächlich infiziert. Die Infektion breitete sich in die Tiefe aus, so daß in der 6. postoperativen Woche eine Wundrevision durchgeführt und eine Spülsaugdrainage eingelegt werden mußte. Röntgenologisch bestanden massive Verkalkungen, die sich normalerweise nicht nach so kurzer Zeit beobachten lassen.

Abb. 2 Patient M.A.: a) postoperative Kontrollaufnahme,  
b) bei Wundinfektion kein Zeichen für Lockerung der  
Prothese

a



b



c) nach ausgeheilter Infektion  
durch periartikuläre Ver-  
kalkungen eingemauerte Prothese

Die Spätinfektion ist die am meisten gefürchtete Komplikation in der Endoprothetik, da sie mit Sicherheit zur Lockerung der Prothese führt. Sie beginnt häufig schleichend mit unbestimmten Schmerzen. BUCHHOLZ (1973) hat die Entstehung der Spätinfektion wie folgt erklärt: Beim Ausfräsen des Acetabulums und der Markhöhle entstehen Nekrosezonen im Knochen, die einen guten Nährboden für Bakterien bilden. Die Bakterien gelangen entweder von außen in die Wunde oder sie werden hämatogen oder lymphogen antransportiert. Sie dringen in die Poren der rauhen Oberfläche des Knochenzements ein und sind hier vor den humoralen und zellulären Abwehrkräften des Körpers geschützt. Während die Frühinfektion durch Bakterien, die von außen eindringen, hervorgerufen wird, sind für die Spätinfektion in erster Linie die hämatogen und lymphogen in das Wundgebiet eingeschwemmten Bakterien verantwortlich zu machen. Daher kann auch die Rate der Spätinfektionen durch Arbeiten in der ultrasterilen Operationsbox nur unwesentlich gesenkt werden.

Die Prothesenlockerung und der Prothesenbruch werden in eigenen Kapiteln besprochen.

## 5. DIE LOCKERUNG DER PROTHESE

Die Prothese lockert sich, wenn das Prothesenbett zerstört wird. Zur Resorption des Knochens kommt es auf Grund:

1. geänderter biomechanischer Verhältnisse
2. einer Infektion
3. einer Bioinkompatibilität von Abriebmaterial

### 5.1. DIE LOCKERUNG DURCH GEÄNDERTE BIOMECHANISCHE VERHÄLTNISSE

#### 5.1.1. Bedeutung des geänderten Kraftflusses für die Lockerung

Durch die Endoprothese werden die den Femur belastenden Kräfte anders auf den Knochen übertragen als am normalen Femur. Dadurch ändert sich ihre Wirkung auf den Knochen in Richtung und Größe. Zum besseren Verständnis soll hier zunächst der Kraftfluß am normalen Femur dargestellt werden.

Ganganalysen von PAUWELS haben ergeben, daß das Hüftgelenk während der Standbeinphase des langsamen Ganges, das ist die Phase 16 des Ganges nach O. Fischer, die größte Last trägt. In dieser Phase befinden sich Standbein und Spielbein in der Frontalebene. Es wirkt das Gesamtkörpergewicht abzüglich des Standbeingewichtes ( $=G_5$ ). Der Schwerpunkt  $S_5$ , in dem das Körperpartialgewicht  $G_5$  angreift, ist zur Schwungbeinseite hin verschoben. Im Hüftkopfmittelpunkt wirkt ein Drehmoment, das das Becken zur Spielbeinseite abkippt, bestehend aus  $G_5$  und dem Hebelarm vom Kopfmittelpunkt zur Senkrechten durch den Schwerpunkt  $S_5$ .

Um das Becken im Gleichgewicht zu halten, muß ein entgegengesetztes, gleichgroßes Drehmoment wirksam werden, das sich aus der resultierenden Kraft der Abduktoren des Standbeines und ihrem Hebelarm zusammensetzt. So ergibt sich in der Standbeinphase des langsamen Ganges eine Gesamtbelastung des Hüftgelenkes vom 2,5- bis 3,5-fachen, bei anderen dynamischen Bewegungsarten bis zum 6-fachen des Körperpartialgewichtes  $G_5$ .

Die Kraftresultierende  $K_r$  trifft den Hüftkopf im kranio-medialen Bezirk, dem Einleitungsbezirk der Kräfte nach Pauwels. Zum Vergleich mit dem Kraftfluß am prothetisch ersetzten Gelenk kann man die Kraftresultierende vektoriell in einen horizontal- und einen vertikal-wirksamen Anteil zerlegen. Dadurch daß die Kräfte nicht in der Senkrechten von der Pfanne auf den Hüftkopf übertragen werden, sondern unter einem Winkel von  $16^\circ$  zur Vertikalen, und dadurch daß der Schenkelhals gegen den Femurschaft abgewinkelt ist, entsteht ein Biegemoment, dessen Maximum im intertrochanteren Bereich liegt. Es verursacht eine Zugbeanspruchung des Knochens im kranio-lateralen Bereich von Hüftkopf und Schenkelhals und eine Druckbeanspruchung in den entsprechenden medio-kaudalen Bezirken.

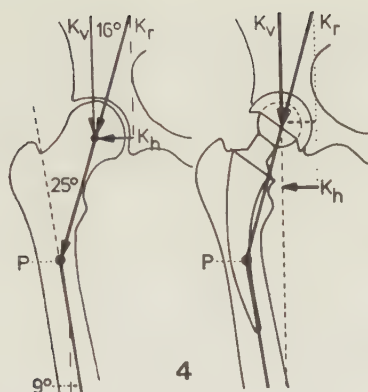


Abb. 3 Zerlegung der Kraftresultierenden in einen horizontalen und einen vertikalen Vektor am natürlichen und am prothetisch ersetzten Hüftgelenk (aus: Ritter et al., Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen, 1973).

Das normale Femur paßt sich diesen Belastungen durch trajektorielle Ausrichtung der Spongiosabälkchen an. So finden sich Verdichtungen der Spongiosastrukturen entlang den Druckspannungslinien vom Krafteinleitungsbezirk bis zur Calcar femoris auf der medialen Femurseite und entlang den Zuspannungslinien vom Hüftkopf über die Basis des Trochanter major zur Kortikalis im subtrochanteren Bereich auf der lateralen Seite. Die Spongiosa im Hüftkopf und Schenkelhals nimmt also die Kräfte auf, leitet sie weiter und lenkt sie in die Achsenrichtung des Femurschaftes um. Außerdem absorbiert sie schädliche Scherkräfte. Die axial ausgerichteten Kräfte können leicht von der Kortikalis der Diaphyse übernommen werden. Die Spongiosa, die in diesem Bereich keine Aufgabe mehr hat, fehlt hier.

Am prothetisch ersetzten Gelenk fehlen die Spongiosastrukturen des Hüftkopfes und Schenkelhalses zur Aufnahme und Transformation der Kräfte. Der Einleitungsbezirk der Kräfte wird daher in den Bereich des Prothesenaufsitzes verlagert. Die hier verbliebene Spongiosa reicht nicht aus, um die Kräfte vollständig zu absorbieren und zu transformieren, auch dann nicht, wenn nach einer Zeit der Anpassung ein Teil des Calcar femoris zu Spongiosa umgebaut worden ist. Wie Untersuchungen von DIEHL (1975) gezeigt haben, erfolgt die Kraftübertragung von der Spongiosa auf die Kortikalis auf der medialen und auf der lateralen Femurseite in unterschiedlichem Ausmaß. Medial werden die Kräfte im subtrochanteren Bereich vollständig auf die Kortikalis übertragen, so daß distal des Überleitungsbereiches Spongiosastrukturen fehlen. Lateral findet die Kraftübertragung erst weiter distal, nämlich auf Höhe des mittleren Schaftdrittels statt. Sie erfolgt aber nie vollständig, sondern es verbleiben immer dichte Spongiosastrukturen zwischen dem Zementköcher und der Kortikalis, die an der Tragefunktion teilhaben. Die Spongiosa entlastet zwar einerseits die Kortikalis in ihrer Tragefunktion, sie führt aber andererseits zu einer Mehrbelastung, indem sie unphysiologische, horizontale Schubkräfte auf die Kortikalis überträgt. Diese Scherkräfte entstehen dadurch, daß nur der vertikale Anteil der Kraftresultierenden auf den Prothesenkopf übertragen wird. Er wirkt auf den außerhalb seiner Flußrichtung liegenden Prothesenschaft als Drehmoment, das den Schaft gegen die laterale Kortikalis rotiert. Der Knochen reagiert auf die Mehrbelastung mit einer Kortikalishypertrophie in Höhe des mittleren und unteren Prothesenschaftdrittels. Sie ist wegen der besonderen Beanspruchung auf der lateralen Femurseite stärker ausge-

prägt als medial und häufig auf dem Röntgenbild als Ausbuchtung sichtbar.

Wie auch spannungsoptische Untersuchungen von BÄTZNER, BECK und WEVER (1972) bestätigt haben, kommt es also durch die Implantation einer Totalendoprothese zu Belastungsspitzen des Femur an 2 Stellen: am Einleitungsbezirk der Kräfte, am medialen Prothesenaufsitz, und an der lateralen Kortikalis im Bereich des mittleren



Abb. 4 Krafteinleitungsbezirk und Kraftfluß sowie Spongiosaverteilung beim normalen und endoprothetisch ersetzten Femurende: Beim normalen Femurende steht distal der Krafteinleitungszone des Hüftkopfes noch genügend Spongiosa zur mechanischen Verteilung und Weiterleitung der Kräfte zur Verfügung. Beim teileretzten Femurende ist der Krafteinleitungsbezirk nach distal in den Prothesenaufsitz verschoben worden. Nur wenig Spongiosagewebe steht zur Aufnahme und Verteilung der Kräfte zur Verfügung, in der Diaphyse müssen unphysiologische Scherkräfte nach außen übernommen werden. (aus: Diehl, Knochenbeanspruchung und Knochenumbau bei der Alloarthroplastik des coxalen Femurendes mit Zementverankerung, 1975).

und unteren Prothesenschaftsdrittels. Wird die Anpassungsfähigkeit des Knochens überschritten, dann kommt es in diesen Bereichen zur Resorption im Sinne einer Druckatrophie und damit zur Lockerung der Prothese.

#### 5.1.2. Bedeutung der Verletzung der Bindegewebsmembran für die Lockerung

Die Resorption des Knochens kann auch von der Bindegewebsmembran ausgehen, die sich zwischen Knochen und Knochenzement entwickelt. Nach Untersuchungen von WILLERT (1976) laufen diese Veränderungen in 3 Phasen ab. In der initialen Phase werden die dem Zement benachbarten Knochenbezirke nekrotisch durch die Schädigung des Gefäßsystems bei der Zubereitung des Prothesenlagers, durch die Wärmeentwicklung während der Auspolymerisierung des Knochenzements und durch die toxische Wirkung der gelösten Restmonomere. Die nekrotischen Bezirke werden durch eine Bindegewebsmembran demarkiert. Die Reparationsphase beginnt mit dem Einsprossen von Gefäßen aus der Nachbarschaft und der Organisation der Nekrose. Während der Resorption des toten Gewebes beginnt die Bildung von neuen Knochenbälkchen und von einer Bindegewebsschicht, die auf der Seite des Knochenzements mit Fremdkörperriesenzellen bedeckt ist. In der Stabilisationsphase sind diese Umbauvorgänge weitgehend abgeschlossen, die Prothese ist "eingeheilt".

Auch bei guter Operationstechnik und komplikationslosem postoperativen Verlauf ist die Prothese in der Stabilisationsphase nicht mehr so sicher fixiert wie unmittelbar nach der Implantation. Die neugebildeten Knochenbälkchen legen sich nie mit demselben Druck an den Zement, mit dem der Zement in das ursprüngliche

Prothesenlager eingedrückt wurde. Außerdem haben histologische Untersuchungen von WILLERT (1973) ergeben, daß die neuen Knochenbälkchen nicht senkrecht, sondern parallel zum Knochenzement verlaufen, was ihre Tragfähigkeit ebenfalls vermindert. Im allgemeinen ist die Verbindung trotzdem noch sicher genug, um einen festen Sitz der Prothese zu gewährleisten. Ebenso wie WILLERT (1973) vertritt HEIPERTZ (1974) die Ansicht, daß die bindegewebige Narbe in geringem Maß stabilisierend wirkt, indem sie Mikrobewegungen zwischen der starren Prothese und ihrem Zementköcher und dem elastischen Knochen absorbiert, daß es aber zur Verletzung von Gewebe und Gefäßen mit Blutungen und Fibrinexsudation kommt, sobald diese Bewegungen die Elastizität der Bindegewebsmembran überschreiten. Zur Regulation des Schadens bildet das Bindegewebe ein reparatives Granulationsgewebe. Dabei wird der benachbarte Knochen resorbiert und es kommt wiederum zur Lockerung der Prothese.

#### 5.1.3. Äußere Faktoren, die zur Lockerung beitragen

In der Literatur werden sehr unterschiedliche Auffassungen darüber vertreten, welchen Einfluß die Stellung der Prothese -Valgus oder Varus- auf den Lockerungsprozeß hat. Während POLSTER (1976) bei 32 Patienten mit aseptischen Prothesenschaftlockerungen bzw. -frakturen keine Korrelation zwischen Prothesenposition und Lockerung feststellen konnte, berechneten HOLZ und UNGETHÜM (1975), daß sich die auf die Femurkortikalis einwirkenden Kräfte bei einer in Varusposition implantierten Prothese um fast 20% erhöhen gegenüber denen bei einer in Valgusposition implantierten Prothese. Auch vergleichende Untersuchungen von DIEHL (1975) haben

gezeigt, daß das gesamte Prothesenbett einer in Varusstellung implantierten Prothese stärker beansprucht wird als das einer in Valgusstellung. Diese Untersuchungen sind besonders aussagekräftig, da sie an Prothesen durchgeführt wurden, die sich 3 bzw. 4 Jahre in situ befunden hatten. Denn dadurch hatte sich der Knochen zum Untersuchungszeitpunkt bereits der geänderten Belastung angepaßt. Bei der unnötigen Mehrbelastung durch eine ungünstig implantierte Prothese wird die Anpassungsfähigkeit des Knochens schneller überschritten und es kommt eher zu Resorptionserscheinungen. Entsprechend diesen Untersuchungen sollten die Prothesen in optimaler Valgusstellung implantiert werden, so daß die Schaftspitze gerade die mediale Kortikalis berührt.

Sowohl WEIGERT u.a. (1971) als auch HEIPERTZ (1974) weisen darauf hin, daß der Prothesenschaft vollständig mit Knochenzement umgeben sein soll. Der Zement dient durch den Formausgleich zwischen Prothese und Knochen der Verankerung der Prothese und der Druckübertragung von der Prothese auf den Knochen. Er verhindert Wackelbewegungen und damit lokale, schädliche Belastungsspitzen, die zur Druckatrophie führen könnten.

Schließlich gefährdet starke Motilität des Patienten den dauerhaften Halt der Prothese. Das ist abgesehen von der begrenzten Lebensdauer der Totalendoprothese ein Grund dafür, warum einige Autoren wie WITT (1969), MÜLLER (1974) und HEIPERTZ (1974) empfehlen, eine Totalendoprothese erst bei Patienten ab dem 60. Lebensjahr oder bei entsprechendem biologischen Alter zu implantieren. WITT (1969) und HOHMANN (1973) betonen aber, daß die Totalendoprothese trotz der ungewissen

Langzeitprognose auch bei jüngeren Patienten indiziert sein kann, nämlich dann, wenn es keine angemessene Alternative gibt, z.B. bei M. Bechterew und PcP. Häufig ist jedoch bei jüngeren Patienten die Arthrodese als Differentialindikation in Betracht zu ziehen.

Die Belastung der Prothesenverankerung hängt außerdem vom Reibungsmoment zwischen Prothesenkopf und -pfanne ab. Bei den Metall/Metall-Systemen sind große Kräfte zur Überwindung der Reibung notwendig, die in vielen Fällen zur Lockerung beitragen. Da sich die Metalloberflächen im Lauf der Zeit aufrauen, wird der Reibungskoeffizient noch größer. Bei den Metall/Kunststoff-Systemen dagegen bleibt der niedrige Reibungskoeffizient durch den Gebrauch der Prothese unbeeinflusst. WILSON und SCALES (1970) haben die Reibungsmomente von McKee-Farrar-Prothesen (Metall/Metall) und Charnley-Prothesen (Metall/Kunststoff) verglichen. Die Werte der McKee-Farrar-Prothesen lagen unmittelbar nach der Implantation 3-4 mal höher, nach 500 Stunden Laufzeit beider Modelle im Hüftsimulator sogar 4-5 mal höher als die der Charnley-Prothesen.

## 5.2. DIE LOCKERUNG DURCH INFektion

### 5.2.1. Die verschiedenen Infektionsformen und ihre Diagnose

Die Infektionen werden nach ihren unterschiedlichen Manifestationszeitpunkten und ihren verschiedenen Verlaufsformen von BOITZY und ZIMMERMANN (1969) in Frühinfektion, Spätinfektion und schleichende Infektion gegliedert.

Die Frühinfektion tritt in den ersten postoperativen Wochen auf. Sie zeigt alle klassischen Symptome der akuten Entzündung: Rötung, Schwellung und lokale Überwärmung des Operationsgebietes, Schmerzen und dadurch bedingte Einschränkung der Beweglichkeit des Hüftgelenkes. Außerdem treten erhöhte Körpertemperatur, Erhöhung der BKS und mehr oder weniger ausgeprägte Leukozytose auf. Wenn die Infektion nicht durch operative Revision, Spülung und Drainierung des Wundgebietes behandelt wird, kann der entzündliche Prozeß spontan nach außen durchbrechen; es entsteht eine Fistel.

Auch die Diagnose der Spätinfektion ist eindeutig. Nach einem komplikationslosen postoperativen Verlauf treten nach mehreren Monaten oder Jahren plötzlich dieselben Symptome wie beim Frühinfekt auf. Während der Frühinfekt immer durch Keime verursacht wird, die intraoperativ von außen in die Wunde gelangen, können Spätinfekte sowohl durch im Wundgebiet persistierende, als auch durch hämatogen oder lymphogen antransportierte Keime ausgelöst werden. Dem hämatogenen Infektionsweg kommt dabei die bedeutendere Rolle zu.

Sehr schwierig ist dagegen die Diagnose der schleichen- den Infektion, da hier die typischen Symptome der Entzündung fehlen. Das erste Anzeichen ist häufig ein unbestimmter, ziehender Schmerz. Er besteht im Gegensatz zum belastungsabhängigen Schmerz bei der Lockerung der Prothese auch während der Ruhepausen. Dieser unterschiedliche Schmerzcharakter ermöglicht aber allein nicht die Differentialdiagnose. Auch die Beurteilung einer erhöhten BKS ist problematisch, da die BKS auch

bei komplikationslosem Verlauf erfahrungsgemäß häufig leicht erhöht bleibt (REICHELT 1975). Röntgenologische Zeichen wie Rarefizierung der Knochenstruktur oder periostale Reaktionen treten erst sehr spät und oft nur sehr diskret auf, so daß auch hier kein eindeutiger Hinweis auf die Diagnose gegeben ist. Mit Sicherheit kann die Diagnose in vielen Fällen erst durch den bakteriologischen Nachweis pathogener Keime gestellt werden. Gelingt der Keimnachweis nicht, dann kann ein Infekt trotzdem nicht sicher ausgeschlossen werden, da, wie SEEWALD (1974) feststellt, bei bakteriologischen Untersuchungen mit einer Fehlerquote von bis zu 15% zu rechnen ist. Eine vor der Operation eingeleitete Antibiotikatherapie kann für ein falsch-negatives Ergebnis verantwortlich sein. Besteht eine schleichende Infektion über lange Zeit, so führt sie ebenso wie Früh- und Spätinfektion zur Lockerung der Prothese. Spätestens zu diesem Zeitpunkt ist die Indikation zur Revision gegeben.

#### 5.2.2. Wirkung der Infektion auf die Prothesenverankerung

Die Infektion wirkt sich über die bindegewebige Grenzmembran zwischen Knochen und Knochenzement auf den Halt der Prothese aus. Das Bindegewebe reagiert auf den entzündlichen Reiz mit der Bildung eines entzündlichen Granulationsgewebes, das den benachbarten Knochen resorbiert. Damit hat der Lockerungsprozeß begonnen. Er führt schnell zu ausgedehnter Osteolyse, denn die Prothese führt jetzt schon bei geringen Belastungen Wackelbewegungen aus, so daß lokale Überbeanspruchungen des Knochens eine Prothesenlockerung durch Druckatrophie verursachen. Außerdem kann die Infektion auf den

Knochen übergreifen und als Osteomyelitis das gesamte knöcherne Prothesenlager zerstören.

Entgegen zahlreichen Angaben in der Literatur (MÜLLER (1976), SCHREIBER und JANSSEN (1973), WEBER und STÜHMER (1973) ) läßt sich bei dem hier untersuchten Patientengut kein Zusammenhang zwischen Infektion und Mehrfachoperation nachweisen. Bei allen Patienten, bei denen ein Infekt auftrat, stellte die Implantation der Totalendoprothese den ersten Hüfteingriff dar.

### 5.3. DIE LOCKERUNG DURCH BIOINKOMPATIBILITÄT VON ABRIEBMATERIAL

Bereits bei den Judet-Prothesen beobachtete man, daß der durch die Funktion der Prothese entstehende Materialabrieb zu einer heftigen Reaktion des Kapselregenerates führte. Man erkannte, daß diese als Akrylose bezeichnete Reaktion dem Patienten Schmerzen bereitete und die Beweglichkeit des Hüftgelenkes einschränkte. Die Bedeutung der Akrylose für die Lockerung der Prothese sah man noch nicht, da die mechanischen Faktoren im Vordergrund standen und die Prothese gelockert hatten, ehe sich die Fremdkörperreaktion des Bindegewebes auswirken konnte.

Bei der Entwicklung der verschiedenen Prothesenmodelle zeigte sich, daß primär als gewebefreundlich angesehene Materialien wie Metall, Teflon oder Polyester einen starken Reiz auf das Bindegewebe ausüben, wenn sie unter der Funktion des Kunstgelenkes zu feinem Staub zerrieben werden. Die Abriebpartikel werden von der inneren Schicht der neugebildeten Gelenkkapsel phagozytiert oder sie werden von einem Fremdkörpergranulationsgewebe umgeben und in die Kapsel aufgenommen. Wie Untersuch-

ungen von WILLERT und SEMLITSCH (1974) gezeigt haben, ist die Art der Bindegewebsreaktion wahrscheinlich abhängig von der Partikelgröße und von den chemischen Eigenschaften des Abriebmaterials. Polyesterpartikel werden zum Beispiel ausschließlich von Histiozyten phagozytiert, während Polyäthylenpartikel von Fremdkörperriesenzellen umkleidet werden. Auch BRINKMANN und HEILMANN (1974) fanden im Kapselregenerat von Prothesen mit Polyesterkopf oder -pfanne "charakteristische Granulome" mit zentraler Nekrose und histiozytäre Randwall, die Abriebpartikel von polyäthylenhaltigen Prothesen dagegen waren in Fremdkörperriesenzellen gespeichert. Aus der Gelenkkapsel werden die Fremdkörper über periartikuläre Lymphspalten abtransportiert. Dieser Abtransport ist jedoch nur in begrenztem Umfang möglich. Wenn das Angebot an Abriebpartikeln die Kapazität des Transportsystems übersteigt, kommt es zur Verlegung der perivaskulären Lymphspalten. Wie WILLERT und SEMLITSCH weiter ausführen, häufen sich die Abriebpartikel dann im Granulationsgewebe der Gelenkkapsel an, das schließlich nekrotisch und in die Gelenkhöhle abgestossen wird. Die Nekrosen sammeln sich im Gelenkraum und unterhalten einen Reizzustand des Gelenkes. Sie verhindern die Aufnahme der neuentstehenden Abriebpartikel in die Kapsel und ihren Abtransport, so daß diese ebenfalls im Gelenk liegen bleiben. Insgesamt entsteht durch diesen circulus vitiosus ein pastenartiger Detritus, der die Beweglichkeit des Gelenkes einschränkt. Durch den ständigen Reiz aus der Gelenkhöhle fibrosiert die Kapsel. Diese narbige Schrumpfung schränkt die Beweglichkeit weiter ein.

Wenn die Gelenkkapsel das Angebot an Abriebmaterial nicht mehr bewältigen kann, beteiligen sich auch die Bindegewebszellen in der Grenzmembran zwischen Knochen und Knochenzement und die Zellen des Retikuloendothelialen Systems des Knochenmarkes an der Abwehrreaktion. Durch das Fremdkörpergranulationsgewebe, das ein "aggressives infiltrierendes Wachstum" aufweist (BRINKMANN und HEILMANN (1974)), wird der umgebende Knochen resorbiert und die Prothese lockert sich. Nach Beobachtungen von MAIER u.a. (1977) beginnt der Lockerungsprozeß meistens am Aufsitz des Prothesenkragens am Adam'schen Bogen. Denn hier liegt der von ihm als "Schlammfang" bezeichnete tiefste Punkt der neugebildeten Gelenkkapsel, an dem sich die Abriebpartikel ansammeln.

Diese Reaktion des Bindegewebes und des Knochens kann man besonders bei Müller-Prothesen mit Polyesterpfannen und bei Huggler-Weber-Prothesen mit Polyesterköpfen beobachten, da - wie sich zeigte - Polyester einen besonders starken Abrieb aufweist. Bei der Materialkombination Polyäthylen/Metall fällt wesentlich weniger Abrieb an. Er kann offensichtlich von dem Kapselbindegewebe und den perivaskulären Lymphspalten schnell genug abtransportiert werden, so daß es nicht zur Anhäufung von Fremdmaterial kommt. Folglich unterbleibt auch die Entwicklung von Fremdkörpergranulationsgewebe und die dadurch bedingte Lockerung der Prothese. Deshalb werden heute in der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen nur noch Müller-Prothesen mit Polyäthylenpfannen bzw. Huggler-Weber-Prothesen mit Polyäthylenköpfen und Metallköpfen verwendet.

## 6. DIE ZEICHEN DER LOCKERUNG

Die Diagnose der Prothesenlockerung ist außerordentlich problematisch, da normale und pathologische Befunde häufig nicht scharf gegeneinander abgegrenzt werden können, sondern fließend ineinander übergehen. Wie schwierig es ist, den Zustand einer Totalendoprothese zu beurteilen, zeigt die Vielzahl der Untersuchungsmethoden, die hierzu zur Verfügung stehen. Besonders bei der beginnenden Lockerung müssen stets die Ergebnisse mehrerer Untersuchungen zur Diagnosesicherung herangezogen werden.

### 6.1. DIE RÖNTGENOLOGISCHEN ZEICHEN

Auf die Diagnose der Prothesenlockerung gibt das Röntgenbild häufig den ersten Hinweis. Wie in der Literatur vielfach beschrieben (BRINKMANN und HEILMANN (1974), HUPFAUER und SEIFERT (1976), WEBER und STÜHMER (1973)) ist die beginnende Osteolyse im Röntgenbild oft schon sichtbar, wenn sich die Prothese bei der klinischen Untersuchung noch als fest erweist und der Patient beschwerdefrei ist. Die Beurteilung der Grenzzone Knochen/Knochenzement und ihrer Veränderungen wird durch die Verwendung von kontrastmittelhaltigem Knochenzement erheblich erleichtert.

Die postoperative Kontrollaufnahme zeigt in der Regel den direkten Kontakt von Knochen und Knochenzement. In den ersten postoperativen Monaten bildet sich dann ein schmaler Saum in dieser Kontaktzone. Er ist Ausdruck der Demarkation des nekrotischen Knochens, der während und kurz nach der Operation durch die Schädigung der Blutversorgung, die Polymerisationswärme und die Restmonomere des Knochenzementes entstanden ist. Das nekroti-

sche Gewebe wird resorbiert und durch Bindegewebe und neugebildete Knochenbälkchen ersetzt. Nach Beobachtungen von BERGSTRÖM (1974) verbreitert sich der Resorptionssaum nach Ablauf von 6 Monaten nicht mehr, wenn dieser "Einheilungsprozeß" nicht gestört wird. Er hat bis dahin eine Breite von bis zu 2 mm erlangt. Dieser normalerweise auftretende Saum ist ziemlich scharf und geradlinig begrenzt. SCHULITZ und DUSTMANN (1976) weisen darauf hin, daß auch die Kontraktion des Knochenzementes beim Erkalten zur Saumbildung beiträgt, wenn der Zement nicht fest in die Spongiosastrukturen gedrückt worden ist und dort keine Retention gefunden hat.

Das erste Zeichen der Lockerung ist meistens eine Verbreiterung des Resorptionssaumes. Wenn das Bindegewebe durch Mikrotraumen, durch Infektion oder durch Abriebpartikel geschädigt wird, proliferiert es und arrodiiert den Knochen. Der sich verbreiternde Resorptionssaum ist Ausdruck der aktiven Knochenresorption. Wie MAIER u.a. (1977) betonen, ist er im Gegensatz zum üblichen Resorptionssaum unscharf begrenzt. Die Verbreitung des Resorptionssaums kommt nicht von selbst zum Stillstand, sondern verläuft mit zunehmender Lockerung progredient.

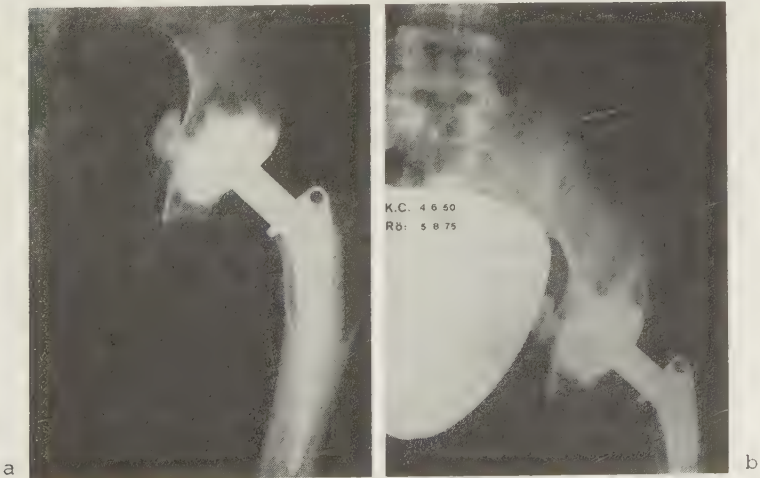
In einigen Fällen geht der Resorptionssaum in ausgedehnte, zystische Hohlraumbildungen über. Sie können im Bereich des Prothesenschaftes die Kortikalis in ihrer gesamten Breite arrodieren und die Trochanteren aushöhlen, wie die Röntgenbilder in Abb. 5 zeigen. Im Bereich des knöchernen Pfannenlagers der Kunstpfanne ist zwar häufig eine Resorptionssaumbildung zu beobachten, eine Zystenbildung tritt aber im allgemeinen nicht auf. Beobachtungen und Untersuchungen von BREITENFELDER

(1976) sprechen dafür, daß eine "elektrogalvanische Entzündung" Ursache dieser Zysten ist. Nach Beschädigung der Passivschicht des Metalles entsteht ein galvanisches Element, bei dem die Gewebsflüssigkeit als Elektrolyt wirkt. Die Spannung des Elementes führt zur abakteriellen Entzündung des Bindegewebes. Aus der Tatsache, daß bei unseren Patienten nur nichtmetallische Pfannen implantiert wurden, erklärt sich, daß im Pfannenlager keine zystischen Hohlräume beobachtet wurden. Da in diesem Bereich kein galvanisches Element entstehen konnte, unterblieb die Zystenbildung.

Ein weiteres röntgenologisches Zeichen, das auf eine Lockerung hinweisen kann, ist die periostale Reaktion. Sowohl die Entzündung, als auch die funktionelle Überbelastung bewirken reaktive Knochenanbauvorgänge. Zu

Abb. 5 Patientin K.C., zystische Hohlraumbildung

a) postoperative Kontrollaufnahme, b) 3 1/2 Jahre postoperativ: zystische Hohlräume im Trochanter minor



- c) 5 Jahre postoperativ: weitere Aushöhlung des Trochanter minor, zystische Arrosion der medialen Kortikalis und Pfannenlockerung



Anfang zeigt das Röntgenbild eine umschriebene Auftreibung des Periostes, später die allmähliche Kortikalishypertrophie (Abb. 6). HUPFAUER und SEIFERT (1976) betonen, daß die "appositionelle Periostreaktion" nur Hinweis, nicht aber Beweis für die Lockerung ist. Denn schon die Mehrbelastung durch den geänderten Kraftfluß am prothetisch ersetzten Gelenk kann zur Hypertrophie der Kortikalis führen, auch wenn sie vollständig kompensiert wird.

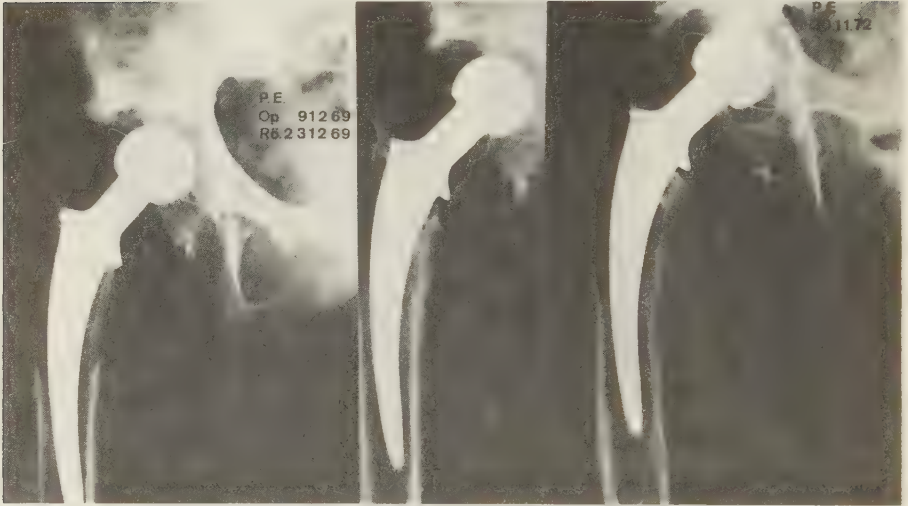


Abb. 6 Patientin H.E.  
massive Kortikalishyper-  
trophie bei Prothesenlok-  
kerung 3 1/2 Jahre post-  
operativ

Eine Lockerung liegt zweifelsfrei vor, wenn der Röntgenbefund eine Stellungsänderung des Implantats ergibt. Während die Stellung der Pfanne häufig schwierig zu beurteilen ist, ist die Abweichung des Prothesenschaftes in eine vermehrte Varusstellung nicht zu übersehen (Abb. 7). Bei unklarem Befund kann oft der Vergleich einer unter Zug und einer unter Stauchung an der Extremität angefertigten Röntgenaufnahme eine Änderung der Prothesenstellung oder der Breite des Resorptionsaumes zeigen. Auch die Röntgendurchleuchtung des Gelenkes in Extremstellungen kann zur Diagnose führen.

Wenn das Röntgenbild keine Entscheidung über die Prothesenlockerung zulässt, empfehlen HUPFAUER und SEIFERT (1976), KEYL und HEPP (1973) und SCHULITZ und DUSTMANN (1976) die Arthrographie. Das Gelenk wird punktiert, die Gelenkflüssigkeit abgesaugt und Kontrastmittel injiziert. Das Kontrastmittel wird durch passive Bewegung des Gelenkes gleichmäßig verteilt, ehe die Röntgenaufnahmen angefertigt werden. Bei Lockerung eines Prothe-

Abb. 7 Patientin P.E.  
a-e) Abweichung der Prothese in Varusfehlstellung



senteils dringt das Kontrastmittel in den Spalt zwischen Knochen und Knochenzement und macht ihn sichtbar. Der eine Lockerung bedingende pathologische Resorptionsaum kann dadurch eindeutig von dem normalerweise auftretenden Resorptionssaum unterschieden werden. Die bakteriologische Untersuchung der hierbei gewonnenen Gelenkflüssigkeit kann eine Infektion nachweisen oder ausschließen.

Die ersten Lockerungsvorgänge lassen sich nur szintigraphisch darstellen. GUZZANTI u.a. (1977) berichten, daß das Szintigramm die Bereiche erhöhten Knochenumbaus durch Aktivitätsanreicherung sichtbar macht, noch ehe röntgenologisch eine Saumbildung nachweisbar ist. In den ersten 8 Monaten nach der Operation ist ein erhöhter Knochenumbau normal. Erst nach Ablauf dieser Stabilisierungsphase kann eine beginnende Lockerung szintigraphisch diagnostiziert werden. Nach Erfahrungen von DREYER u.a. (1977) werden infektbedingte Lockerungen mit dieser Untersuchung immer erfaßt, während aseptische Lockerungen nicht sicher festzustellen sind.

Wegen der Schwierigkeiten bei der Diagnosestellung versucht man zur Zeit durch Entwicklung von diversen diagnostischen Verfahren, die Prothesenlockerung eindeutig nachzuweisen, so z.B. mit Hilfe der Röntgenstereophotogrammetrie (PROBST) oder durch dynamische Funktionsprüfung an Hand von kinematografischen Aufzeichnungen bei der Röntgenuntersuchung (THULL, NEUFERT).

## 6.2. DIE KLINISCHEN ZEICHEN DER LOCKERUNG

Klinisch äußert sich die Lockerung der Totalendoprothese durch Schmerzen und Einschränkung der Beweglichkeit. Die Bewertung dieser Lockerungszeichen ist problematisch, da sie schwer meßbar sind, bzw. durch andere Faktoren als die Prothesenlockerung beeinflusst werden können.

### 6.2.1. Die Schmerzen

Nach einem beschwerdefreien Intervall klagen die Patienten zu Beginn der Lockerungsvorgänge im allgemeinen über Anlaufschmerzen, die nach einer gewissen Einlaufzeit nachlassen, und über unbestimmte Belastungsschmerzen bei anstrengender, körperlicher Tätigkeit. Die Schmerzen, die zunächst nur das Hüftgelenk betreffen, strahlen später in die Leiste, in das Gesäß und entlang dem Oberschenkel bis in das Knie aus. Mit zunehmender Lockerung verschwinden die Schmerzen nicht mehr nach der Einlaufzeit, sondern nehmen unter der Belastung ständig zu, so daß sie die Patienten in ihrer Gehleistung einschränken und häufig wieder zur Benutzung eines Gehstockes zwingen. Die Patienten können Extrembewegungen wie Treppensteigen und Schuhebinden wegen der starken Schmerzhaftigkeit nicht mehr ausführen. In diesem Stadium treten die Schmerzen auch in den Ruhepausen auf. Die Beurteilung der Schmerzen und der Gehfähigkeit nach der Klassifikation von MERLE D'AUBIGNE ermöglicht den Vergleich mit dem präoperativen Beschwerdebild. Er zeigt, daß die Patienten durch eine gelockerte Totalendoprothese ebenso behindert sind wie beispielsweise durch eine schwere Koxarthrose.

Bei der klinischen Untersuchung fällt die schmerzbedingte Einschränkung der Beweglichkeit auf. Die Messung der Beweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode objektiviert die endgradige Einschränkung sowohl der aktiven, als auch der passiven Bewegungen im Vergleich zum postoperativen Zustand.

Ein weiterer diagnostischer Hinweis ist der Schmerz, der sich durch Druck- und Zugbelastung des Hüftgelenkes auslösen läßt. Er kommt dadurch zustande, daß sich die gelockerte Prothese in ihrem Bett gegen die Umgebung verschiebt.

Differentialdiagnostisch müssen diese Schmerzen abgegrenzt werden gegenüber Schmerzen, die durch periartikuläre Verkalkungen und Insertionstendopathien hervorgerufen werden. Die periartikulären Verkalkungen führen zu einer Bewegungseinschränkung und in seltenen Fällen auch zu erheblichen Schmerzen. Durch die Exzision des verkalkten Gewebes erlangt der Patient wieder Schmerzfreiheit und volle Beweglichkeit. Die Insertionstendopathien bereiten dem Patienten starke Beschwerden. Bei der klinischen Untersuchung lassen sich die Schmerzen durch Druck auf den Trochanter major auslösen; sie verschwinden nach ein- oder mehrmaliger Injektion eines Lokalanästhetikums zusammen mit einem Antiphlogistikum am Trochanter major für mehrere Monate oder Jahre.

### 6.2.2. Die Erhöhung der BKS

Eine mäßig bis stark erhöhte BKS kann die Infektion der Totalendoprothese anzeigen. Die Aussagekraft dieses Laborwertes ist aber begrenzt, da auch bei komplikationslosem Verlauf und stabilem Sitz der Prothese eine leichte Erhöhung der BKS bestehen bleibt. REICHELT und BRAND (1975) haben das Verhalten der BKS bei 327 Patienten verfolgt. Nach ihren Beobachtungen sinkt die BKS in den ersten 6 Monaten nach der Operation schnell ab und bleibt dann konstant. Nach dieser Normalisierungsphase liegt der Wert der BKS in der ersten Stunde im allgemeinen bei 10-18 mm n.W.. In Einzelfällen haben sie jedoch auch bei komplikationslosem Verlauf bei Männern Werte bis zu 20/60 mm n.W., bei Frauen bis zu 40/80 mm n.W. festgestellt. Eine BKS von über 40mm n.W. in der ersten Stunde ist ein ziemlich sicherer Hinweis auf eine Infektion der Prothese, wenn andere Ursachen für die BKS-Erhöhung zweifelsfrei ausgeschlossen sind. Diese Ansicht, die neben REICHELT und BRAND auch BERGSTRÖM (1974) und CHARNLEY (1972) vertreten, wird durch die Laborbefunde des hier untersuchten Krankengutes bestätigt. Die 11 Patienten, die wegen einer Infektion der Totalendoprothese reoperiert wurden, wiesen bis auf 1 Ausnahme eine über 40mm n.W. erhöhte BKS auf.

Die Diagnose der Prothesenlockerung kann nur unter gleichzeitiger Berücksichtigung der röntgenologischen und der klinischen Befunde gestellt werden, da sie einander häufig nicht entsprechen. Als Beispiel seien die Fälle der Patienten C.G. und R.W. einander gegenübergestellt.

Bei C.G. (Abb. 8 a-c) sieht man schon auf dem Röntgenbild vom September 1975 (Abb. 8b) eine Verbreiterung des Resorptionssaumes, der Patient ist zu diesem Zeitpunkt aber beschwerdefrei. Als er sich im Sommer 1976 zur Implantation einer Totalendoprothese wegen starker Schmerzen im rechten Hüftgelenk vorstellt, gibt er erstmals leichte linksseitige Beschwerden an. Er führt sie auf die durch die Schonhaltung der rechten Hüfte bedingte Mehrbelastung der linken Seite zurück. Da das Röntgenbild (Abb. 8c) eine Positionsänderung des Prothesenschaftes zeigt, wird nach der Implantation einer Totalendoprothese rechts die linke Hüfte revidiert. Der Operationsbefund bestätigt die nach dem Röntgenbild gestellte Diagnose der Schaftlockerung.

Abb. 8 Patient C.G., a) "normaler" Resorptionssaum 5 Monate postoperativ, b) Verbreiterung des Resorptionssaumes im kranialen Abschnitt, Patient beschwerdefrei



a



b



Abb. 8 c) Prothesenlockerung mit Resorptionssaum im Bereich des gesamten Zementknochens, deutlich vermehrte Varusstellung, Patient gibt leichte, ziehende Schmerzen an.

Anders bei dem Patienten R.W. (Abb. 9 a-c). Nachdem bei ihm im Januar 1973 eine Totalendoprothese wegen posttraumatischer Koxarthrose eingesetzt worden war, klagt er bereits im April 1973 über starke Schmerzen, die ihn beim Laufen erheblich behindern. Das Röntgenbild (Abb. 9 b) weist zu diesem Zeitpunkt noch keine Lockerungszeichen auf. Die Kontrollaufnahme vom Juli 1973 (Abb. 9 c) zeigt dann sehr diskrete Lockerungszeichen. Wegen der unveränderten Schmerzsymptomatik wird die Hüfte bei Verdacht auf Schaftlockerung revidiert. Der Operationsbefund bestätigt wiederum die Diagnose Schaftlockerung.



Abb. 9 Patient R.W. a) postoperative Kontrollaufnahme, b) geringfügiger Resorptionssaum im Bereich des Trochanter major, Patient klagt über sehr starke Schmerzen.



Abb. 9 c) etwas ausgeprägter er  
Resorptionssaum, wegen anhal-  
tender Schmerzen Verdacht auf  
Lockerung

## 7. DIE THERAPIE DER LOCKERUNG

Sobald eine Lockerung sicher diagnostiziert worden ist, sollte sie behandelt werden, um eine weitere Schädigung des Knochens zu vermeiden. Besteht zunächst nur der Verdacht einer Lockerung aufgrund der Schmerzanamnese, so kann man versuchen, durch Entlastung der Prothese mittels Unterarmgehstützen wieder eine Konsolidierung zu erreichen. Wenn aber auf dem Röntgenbild eindeutige Resorptionssäume sichtbar sind, ist die Indikation zum Prothesenwechsel gegeben, da eine lockere Prothese das Prothesenbett sehr schnell vollständig zerrüttet (WILLERT (1973), MAIER u.a. (1977)).

Nach Entfernung der gelockerten Prothese, ihrer Zementverankerung und des Granulationsgewebes kann im allgemeinen eine neue Prothese implantiert werden. Zur Implantation der neuen Prothese sollte Knochenzement verwendet werden, dem ein Breitbandantibiotikum zugesetzt ist, da ein schleichender Infekt häufig nicht sicher auszuschließen ist. Untersuchungen von BUCHHOLZ (1973) haben gezeigt, daß der auspolymerisierte Knochenzement aufgrund seiner großen Oberfläche beigefügte Antibiotika gut in die Umgebung abgibt. Die wasserlöslichen Antibiotika werden wahrscheinlich durch Kapillarkräfte in den Poren an die Oberfläche gebracht und diffundieren von dort aus in die Umgebung. Noch nach 24 Monaten kann eine lokal wirksame Antibiotikum-Konzentration nachgewiesen werden. In der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen wird meist das Gentamycin-haltige Refobacin-Palacos<sup>R</sup> bei Austauschoperationen verwendet. Das Gentamycin wird durch die hohen Temperaturen während der Polymerisation nicht beeinträchtigt und beeinflusst nicht die physikalischen Eigenschaften des Palacos<sup>R</sup>. Da es bei breitem Wirkungsspektrum nur eine sehr geringe Allergisierungsquote besitzt, ist das Gentamycin zur Präphylaxe gut geeignet.

Wenn eine infizierte Prothese ausgetauscht wird, ist die lokale Infektbekämpfung mit Refobacin-Palacos<sup>R</sup> allein unzureichend. In diesen Fällen muß auch eine systematische Antibiotikatherapie erfolgen. Sie sollte gezielt, d.h. entsprechend dem Antibiogramm, erfolgen und bereits vor der Operation begonnen werden.

Diese Maßnahmen haben sich als so wirkungsvoll erwiesen, daß im hier untersuchten Krankengut nur bei zwei Patienten, bei denen die Totalprothese wegen eines Infektes ausgetauscht wurde, ein Rezidiv auftrat. Bei den übrigen Austauschoperationen wegen Lockerung oder Bruch der Prothese kam es in einem Fall zur Frühinfektion noch während des stationären Aufenthaltes. Über die Spätinfektionen nach Prothesenwechsel läßt sich noch keine Aussage machen, da der Beobachtungszeitraum noch zu kurz ist, denn wie Tabelle 5 zeigt, wurden mehr als die Hälfte dieser Operationen erst nach dem 1.1.1975 durchgeführt.

Tab. 5 Anzahl der Austauschoperationen von Totalendoprothesen von 1971-1977

|      |    |
|------|----|
| 1971 | 2  |
| 1972 | 11 |
| 1973 | 10 |
| 1974 | 11 |
| 1975 | 17 |
| 1976 | 15 |
| 1977 | 5  |

## 8. DER BRUCH DER PROTHESE

### 8.1. DER BRUCH NACH LOCKERUNG UND DURCH DIREKTES TRAUMA

In der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen wurde in 22 Fällen das Hüftgelenk revidiert, weil die Prothese gebrochen war. Es handelte sich dabei in der Mehrzahl der Fälle um den Bruch des Prothesenschaftes, nur 4-mal war der Bruch der künstlichen Pfanne Anlaß zur Revision. Bei den meisten Patienten war ein plötzlich auftretender Schmerz das klinische Symptom des Prothesenbruches, der dann im Röntgenbild nachgewiesen werden konnte. Der Bruchmechanismus ist folgendermaßen zu erklären: Wie bei der Lockerung der Prothese beschrieben, kommt es zunächst zur Knochenresorption am medialen Aufsitz des Prothesenkragens, am Adam'schen Bogen. Wenn die Prothese hier nicht mehr abgestützt ist, werden die Biegezugkräfte, die durch die extraaxiale Lage des Prothesenkopfes entstehen, stärker wirksam. Sie führen zum Abweichen der Prothese in Varusstellung. Wenn durch ständige Mikrotraumen Resorptionsräume zwischen Zementköcher und Knochen entstanden sind, eventuell der Zementköcher stellenweise frakturiert ist, kann die Prothese größere Wackelbewegungen ausführen. Häufig ist die Prothesenspitze noch fest in der Markhöhle verankert. In diesen Fällen führt die ständig erhöhte Biegebeanspruchung zur Materialermüdung und schließlich bricht die Prothese charakteristischerweise am Übergang vom unteren zum mittleren Schaftdrittel, der Stelle der maximalen Materialbeanspruchung. Beispiele für diesen Bruchmechanismus zeigen das Schema in Abb. 10 und die Röntgenserie des Patienten M.R. (Abb. 11 a-d).

Abb. 10 Prothesenbruch nach Lockerung: a) Prothese nach der Implantation b) beginnende Resorption am Adam'schen Bogen c) Resorptionssäume im kranialen Schaftbereich d) Prothesenbruch

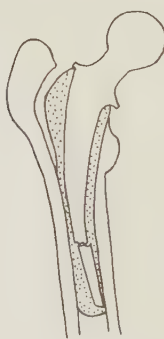
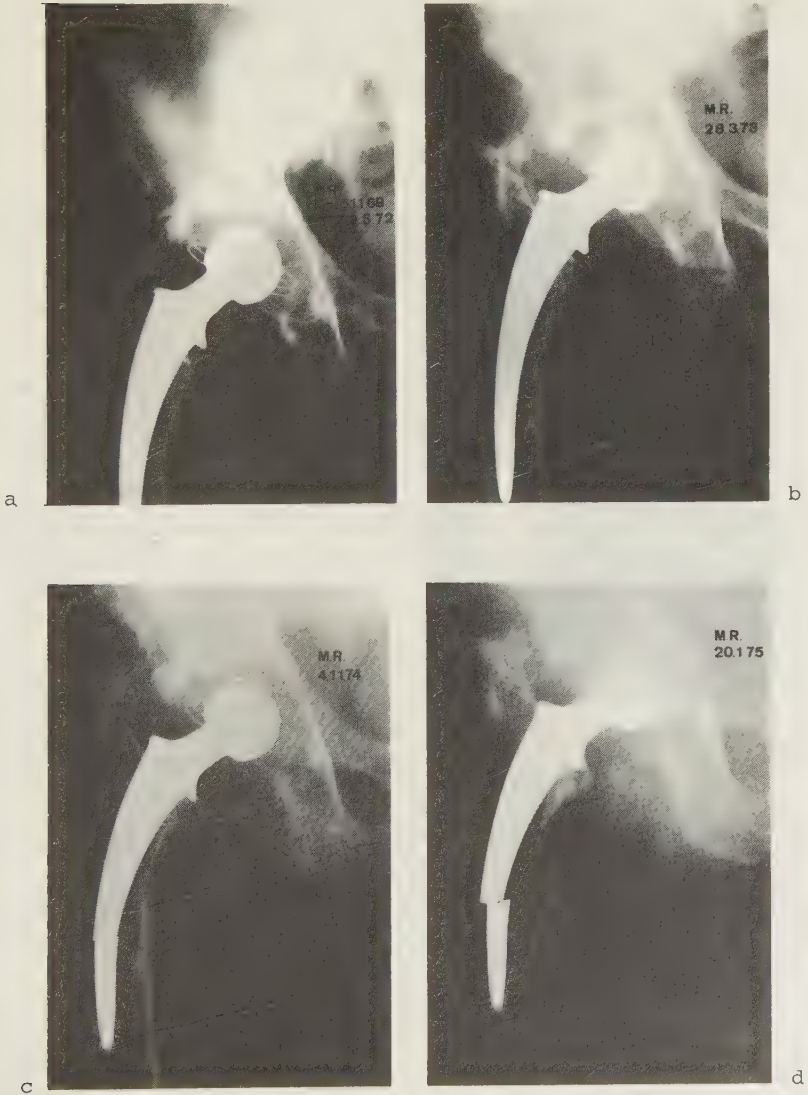


Abb. 11 Patient M.R., Bruch nach Prothesenlockerung  
a) postoperative Kontrollaufnahme, b) Ausweichen der  
Prothese in Varusfehlstellung, c) Schaftbruch an typi-  
scher Stelle, d) Dislokation des gebrochenen Schaftes



In seltenen Fällen soll es durch direkte Gewalteinwirkung zum Prothesenbruch kommen. Aufgrund der atypischen, sehr weit kranial liegenden Bruchstelle wurde bei der Patientin L.E. (Abb. 12) ein Sturz auf die Hüfte als verursachendes Trauma diskutiert. Die Frage, ob es sich tatsächlich um einen traumatischen Bruch handelte, konnte jedoch nicht sicher entschieden werden, da keine exakten Angaben über die Gewalteinwirkung zu erhalten waren.



Abb. 12 Patientin L.E.  
Schaftbruch an "untypischer"  
Stelle nach Sturz auf die  
Hüfte und Fissur am oberen  
Rand des Trochanter minor

## 8.2. BRUCHVERHÜTUNG DURCH MATERIALVERBESSERUNG

Die in werkstoffwissenschaftlichen Laboruntersuchungen erwiesenen verbesserten Eigenschaften von geschmiedetem gegenüber gegossenem Material: größere Schlagbruchfestigkeit, Zugfestigkeit und Duktilität (SEMLITSCH 1973) wirken sich in der Praxis sehr günstig aus. Die Bruchfestigkeit wird durch das Schmieden soweit erhöht, daß wie MÜLLER (1974) sagt, "die Gefahr eines Bruches fast ausgeschlossen ist". Daher werden heute fast ausschließlich Prothesenschäfte aus geschmiedetem Material implantiert, in der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen z.B. Original M.E. Müller-Prothesen (Protasul-10-Schaftprothesen mit Polyäthylenpfanne).

Die Quote der Austauschoperationen konnte allerdings durch diese Materialverbesserung nicht wesentlich gesenkt werden. Da in den meisten Fällen dem Prothesenbruch die Lockerung vorausging, mußte die Prothese ausgewechselt werden, obwohl sie nicht gebrochen war. Denn eine gelockerte Prothese sollte nicht im Körper belassen werden, weil sie das Prothesenlager zerrüttet.

## 9. KASUISTIK

Fall 1: Patient S.J. ♂, geb. 29.5.06. Während des gesamten Krankheitsverlaufes zeigte sich weitgehende Übereinstimmung zwischen den klinischen und röntgenologischen Befunden. Am 21.5.71 wurde rechts eine Müller-70-Prothese mit Polyesterpfanne wegen fortgeschrittener Koxarthrose implantiert. Das postoperative Bild (Abb. 13 a) zeigt den guten Sitz der Schaftprothese in Valgusstellung. Das Röntgenbild (Abb. 13 b), das wegen erneuter Beschwerden im November 1971 angefertigt wurde, zeigt zystische Aufhellungsbezirke im lateralen Schaftbereich als Zeichen einer beginnenden Lockerung. 1 Jahr 5 Monate nach der Implantation war die Prothese eindeutig gelockert (Abb. 13 c). Der Schaft war in das coxale Femurende eingesunken und stützte sich mit seiner Spitze an der medialen Kortikalis ab. Diesem röntgenologischen Befund entsprach das klinische Bild starker Schmerzen sowohl unter Belastung als auch in Ruhe.



Abb. 13 Patient S.J. a) postoperative Kontrollaufnahme  
b) zystische Aufhellungen im lateralen Schaftbereich

Am 9.11.72 wurde die Schaftprothese ausgewechselt (Abb. 13 d). 1974 traten wieder Anlaufschmerzen auf, weil sich die Prothese erneut gelockert hatte, wie das Röntgenbild vom 18.2.74 zeigte (Abb. 13 e). Der Zementköcher war vollständig von einem markanten Resorptionssaum umgeben und der Prothesenschaft noch-  
mals in das coxale Femurende eingesunken. Am 12.6.74 wurde deshalb eine Langschaftprothese eingebracht und die intraoperativ entstandene Schaftfissur mit einer Schraubenfixierung versorgt (Abb. 13 f).

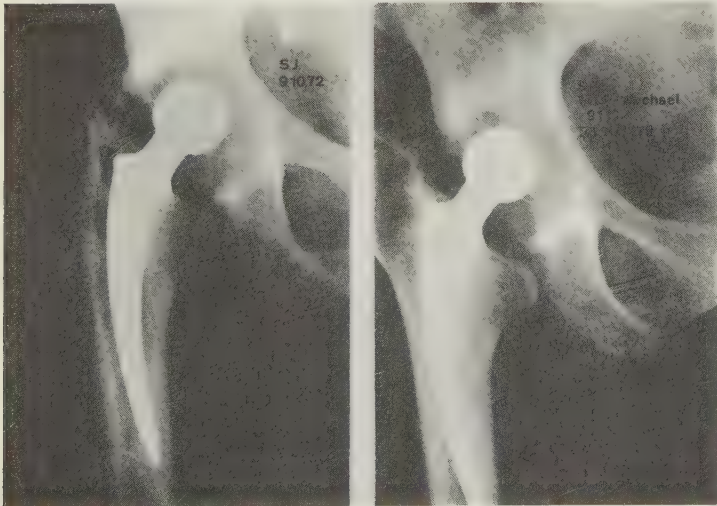
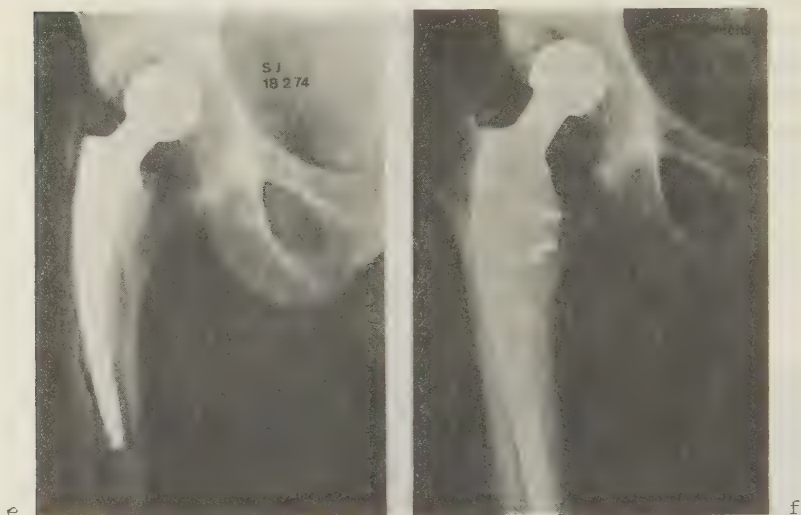


Abb. 13 d) Prothese in das coxale Femurende eingesunken, Schaftspitze stützt sich an medialer Kortikalis ab, sekundäres Höhertreten des Femur d) Kontrollaufnahme nach Schaftwechsel

Abb. 13 e) ausgedehnter Resorptionssaum um den Zementkörper f) 2. Schaftwechsel, Schraubenfixation der Schaftfissur



Fall 2: Patient S.K. ♀, geb. 29.10.05. 1969 Beginn beidseitiger Hüftgelenksbeschwerden. Wegen Progredienz der Koxarthrose wurde am 29.1.74 eine Müller-70-Prothese mit Polyesterpfanne auf der schmerzhafteren rechten Seite implantiert. Die Prothese wurde in befriedigender Valgusstellung eingebracht und gut mit Zement verankert (Abb. 14 a). Als sich die Patientin zur Implantation einer Totalendoprothese im Bereich des linken Hüftgelenkes vorstellte, zeigte sich ein deutlicher Resorptionssaum zwischen Zementkörper und Kortikalis im gesamten Prothesenschaftbereich, der den Verdacht auf eine Schaftlockerung rechtfertigte (Abb. 14 b). Wegen der starken Schmerzen im linken Hüftgelenk wurde dieses zunächst im Juli 1975 prothetisch versorgt. Die Sprengung des Metallringes der Kunstpfanne auf der Aufnahme vom 8.9.75 (Abb. 14 c) war ein Hinweis darauf, daß die Kunstpfanne in der Zwischenzeit gebrochen war. Bis zur Austauschoperation lockerte sie

sich und führte zum Bruch der Sicherungsschraube am Pfannen-  
erker. Deshalb war der kombinierte Pfannen- und Schaftwechsel  
erforderlich.

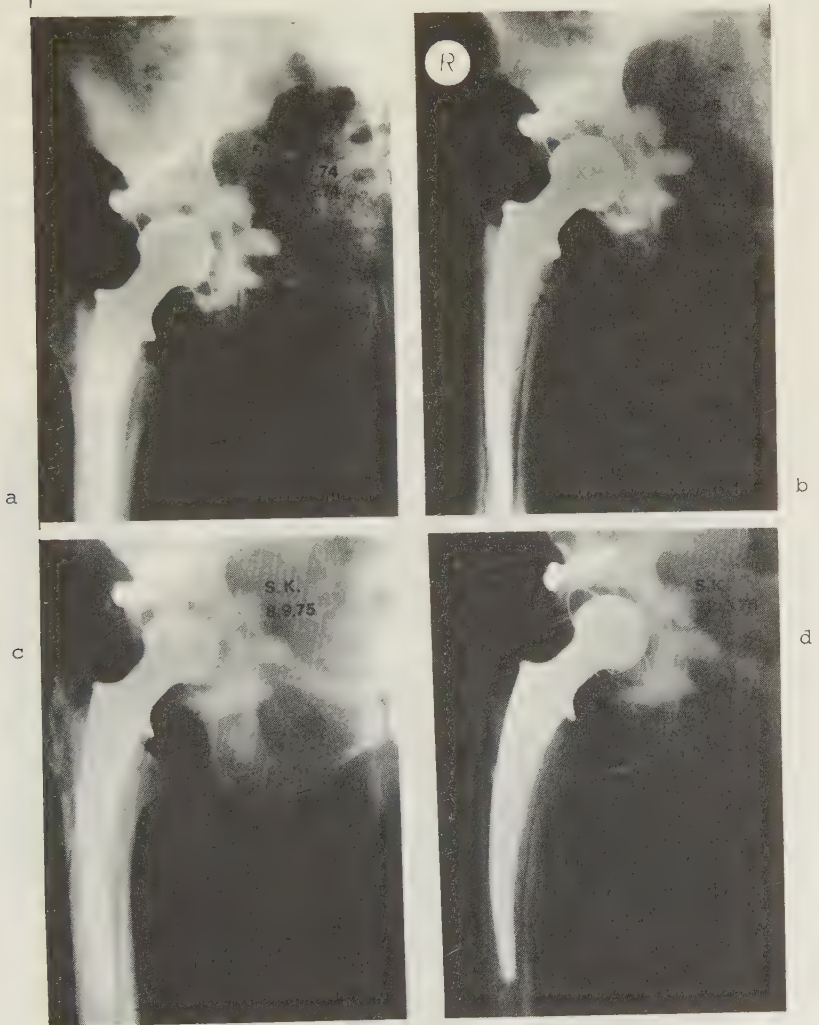


Abb. 14 Patient S.K. a) postoperative Kontrollaufnahme  
b) verbreiteter Resorptionssaum im gesamten Schaftbereich  
c) Sprengung des Metallringes der Kunstpfanne  
d) Metallring und Sicherungsschraube zerbrochen

Fall 3: Patient K.H. ♂, geb. 13.9.28. 1965 traten erstmalig Beschwerden im Bereich der Hüftgelenke auf. 1966 wurde eine Adduktorentenotomie beidseitig und eine rechtsseitige Voss'sche Operation durchgeführt. Dadurch wurde das Beschwerdebild bis 1972 erträglich. Die allmählich zunehmenden Schmerzen führten schließlich zur Arbeitsunfähigkeit. Deshalb wurde das rechte Hüftgelenk am 25.10.72 durch eine Huggler-Weber-Prothese mit Polyesterkopf und Metallpfanne alloarthroplastisch ersetzt (Abb. 15 a). Der Patient war von Seiten der operierten Hüfte beschwerdefrei, obwohl die Röntgenkontrollen 2 und 3 Jahre postoperativ (Abb. 15 b und c) bereits Verdachtsmomente für eine beginnende Schaftlockerung zeigten. Ab Anfang 1976 traten wieder Schmerzen auf. Die Röntgenaufnahme am 11.5.76 zeigte breite Resorptionssäume zwischen Palacos und Knochen und das sekundäre Höhertreten des Femur durch Einsinken der Prothese in das

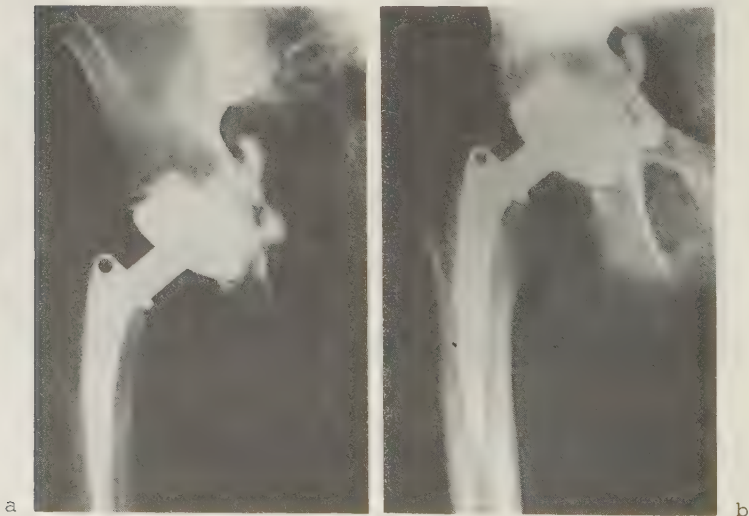
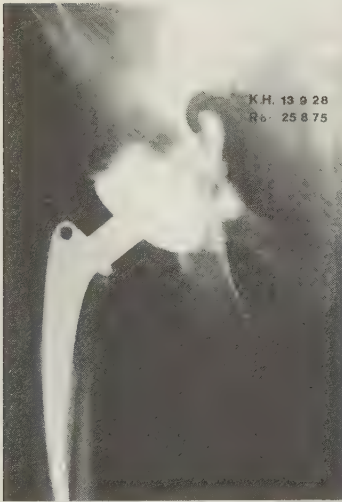


Abb. 15 Patient K.H. a) postoperative Kontrollaufnahme  
b) 2 Jahre postoperativ: verbreiteter Resorptionssaum  
im Bereich der unteren Schafthälfte, Resorption am  
Adamschen Bogen.

coxale Femurende nach Resorption der Auflage des Prothesenkragens am Adam'schen Bogen. Die gelockerte Prothese wurde daher am 18.5.76 ausgetauscht.

Abb. 15 c) 3 Jahre postoperativ verbreiteter Resorptionssaum im Bereich des gesamten Zementköchers, die Prothese sitzt am Trochanter minor auf d) 3 1/2 Jahre postoperativ: sekundäres Höherentreten des Femur durch Einsinken der Prothese in das coxale Femurende nach Zerstörung des Prothesenlagers



c



d

Fall 4: Patient K.E. ♀, geb. 13.10.13. Im Alter von 1 1/2 Jahren Behandlung der beidseitigen Hüftdysplasie mit Spreizgips bis zum 3. Lebensjahr. Beschwerdefreiheit bis 1968, dann schnelle Schmerzzunahme. Wegen beidseitiger Dysplasie-Koxarthrose (Abb. 16 a) wurde am 1.6.72 auf der rechten, am 3.10.72 auf der linken Seite eine Müller-

70-Prothese mit Polyesterpfanne implantiert (Abb. 16 b). 2 Jahre später traten erneut Schmerzen im linken Hüftgelenk auf. Der Narbenbereich war zeitweise gerötet. Die BKS gab mit Werten von 88/115 mm n.W. einen deutlichen Hinweis auf eine Infektion. Die Beckenübersicht vom 4.7.74 (Abb. 16 c) zeigte eine Lockerung des Palacosköchers im Bereich des Trochanter major und Schraubenbrüche am Pfannenerker als Verdachtsmoment auf eine Pfannenlockerung. Vor der Revision des Hüftgelenkes wurde durch Punktion Staphylokokkus epidermidis festgestellt und entsprechend dem Antibiotogramm eine präoperative Antibiotikaprophylaxe durchgeführt. Am 28.11.74 wurde der Prothesenschaft gegen einen Original-Müller-Protasul-10-Schaft ausgetauscht, der mit Refobacin-Palacos<sup>R</sup> implantiert wurde. Die Pfanne erwies sich als klinisch fest und konnte belassen werden (Abb. 16 d). Unter weiterem antibiotischen Schutz komplikationsloser Verlauf.

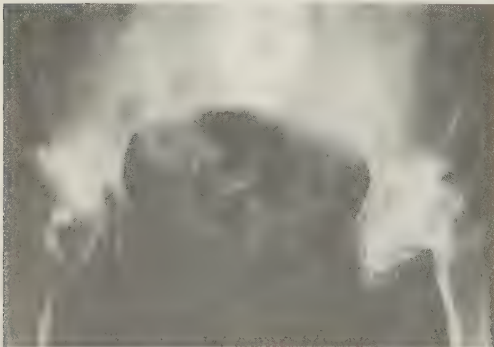
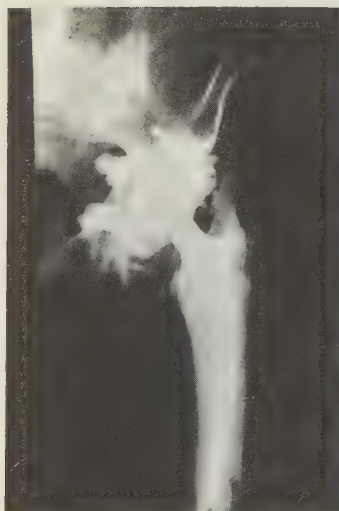


Abb. 16 Patient K.E.  
a) Dysplasie-Koxarthrose beidseits



b) postoperativer Zustand: Müller-70-Prothesen mit Polyesterpfannen

Abb. 16 c) Resorptionslakune im Bereich des Trochanter major links und Bruch der Schrauben am Pfannenerker



d) Zustand nach Schaftwechsel und Entfernung der lateralen Schraubenenden bei in situ festem Pfannensitz

Fall 5: Patient F.E. ♂, geb. 22.2.13. 1957 erstmalig beidseitige Hüftgelenksschmerzen. Ab 1969 ständige Verschlechterung des Beschwerdebildes, daher Implantation von Müller-70-Prothesen mit Polyesterpfannen am 10.6.70 links, am 11.5.71 rechts (Abb. 17 a und b). Im Frühjahr 1975 wieder Anlaufschmerzen rechts. Die Beckenübersicht (Abb. 17 c) ergab beidseitig periartikuläre Verkalkungen. Rechts war der Prothesenaufsitz am Adam'schen Bogen resorbiert und die Prothese in vermehrte Varusstellung abgewichen. Der ganze Schaft war von Resorptionslakunen umgeben. Auf der linken Seite hatten nur geringfügige Resorptionen am Prothesenaufsitz stattgefunden. An typischer Stelle, am Übergang vom mittleren zum distalen Prothesenschaftdrittel zeigte eine feine Fissurlinie einen Schaftbruch an. Die Aufnahme vom 27.11.75 ergab erhebliche lakunäre Arrosionen im coxalen Femurende beidseits und Schaftbruch links. Austausch zunächst des rechten, dann des linken Prothesenschaftes.

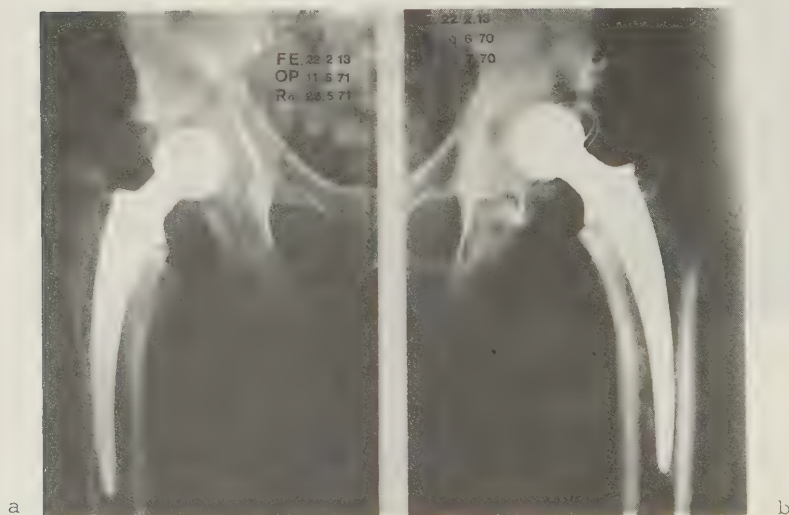


Abb. 17 Patient F.E. a) und b) postoperative Kontrollaufnahmen

Abb. 17 c) beidseitig periartikuläre Verkalkungen, rechts Prothese in vermehrte Varusstellung abgewichen nach Resorption des Prothesenaufsitzes am Adam'schen Bogen, links feine Fissur am Übergang vom mittleren und distalen Schaftdrittel

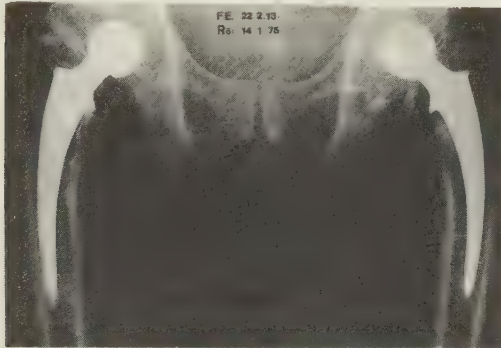


Abb. 17 d) Dislokation des gebrochenen Schaftes und starke Arrosion der medialen Kortikalis

## 10. DISKUSSION

Die Ergebnisse der Nachuntersuchungen der Patienten, die in der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen mit einer Totalendoprothese des Hüftgelenkes versorgt wurden und deren Kunstgelenk schließlich revidiert werden mußte, zeigen, daß die häufigsten Ursachen für eine Revision die Prothesenlockerung und der Schaftbruch sind.

Die Komplikation des Schaftbruches ist inzwischen weitgehend ausgeschaltet, da in der Materialforschung die günstigen Eigenschaften von geschmiedetem Protasul zur Schaftherstellung bekannt geworden sind. Um die Komplikationsrate weiter zu senken, muß jetzt versucht werden, die Prothesenlockerung zu verhindern.

Ausgangspunkt der Lockerung ist die Bindegewebsmembran zwischen Knochen und Knochenzement. Wenn das Bindegewebe traumatisiert wird, proliferiert es und arrodiiert den Knochen. Es muß also entweder die Traumatisierung des Bindegewebes oder besser noch die Bildung einer Bindegewebsmembran vermieden werden. Durch die Verwendung von abriebfesteren Materialien werden die Fremdkörperreize reduziert, die Reize durch Mikrobewegungen der Prothese können nur durch biomechanisch günstigere Bauprinzipien der Prothese ausgeschaltet werden. Die Bindegewebsmembran entsteht bei der Organisation des durch Knochenzement nekrotisierten Knochens. Durch Verzicht auf die Verwendung von Knochenzement könnte daher die Entstehung der Bindegewebsmembran vermieden werden. Voraussetzung zur zementfreien Implantation sind primärer Paßsitz der Prothese und wiederum biomechanisch optimal gestaltete Prothesen.

Um die Mißerfolge nach Totalendoprothesen zu reduzieren, muß man also

1. nach geeigneteren Materialien suchen
2. die Prothesen biomechanisch günstiger gestalten, d.h. so, daß der Kraftfluß am prothetisch versorgten Femur möglichst dem am gesunden Femur entspricht. Diese Prothesen würden sich auch zur zementfreien Implantation eignen.

An dieser Stelle sollen noch einige Prothesenmodelle diskutiert werden, die in den letzten Jahren entwickelt worden sind.

In der Materialforschung erwies sich die Aluminiumoxidkeramik als sehr abriebfester Werkstoff mit guten tribologischen Eigenschaften. Umfangreiche tierexperimentelle Untersuchungen von GRISS, HEIMKE und ANDRIAN-WERBURG (1975) bestätigen diese Befunde, sowie die ausgezeichnete Bioverträglichkeit des Materials. Es zeigte sich außerdem, daß es bei primär paßgerechter Implantation an der Grenzfläche Knochen/Prothese zur Gewebsneubildung kommt und somit eine direkte Knochen-Keramik-Kontaktzone entsteht, d.h. Keramikprothesen könnten unter geeigneten Bedingungen zementfrei implantiert werden. In der Klinik wird die Aluminiumoxidkeramik in Form modifizierter Huggler-Weber-Prothesen erprobt. Um die Lebensdauer der Prothese zu erhöhen, hat WEBER (1977) den Metallkopf durch einen Keramikkopf ersetzt. Die Kombination Keramik/Polyäthylen führt aufgrund des kleineren Reibungswiderstandes zu einem geringeren Verschleiß der Pfanne als die Kombination Metall/Polyäthylen und soll damit eine längere Haltbarkeit gewährleisten. WEBER

betont das geringe Risiko, das dem Patienten aus der Einführung des neuen Werkstoffes erwächst. Wenn sich bei der Langzeitbeobachtung Nachteile der Aluminiumoxidkeramik erkennen lassen sollten, kann durch Austausch des Prothesenkopfes die herkömmliche Huggler-Weber-Prothese wiederhergestellt werden. Es ist jedoch fraglich, ob allein die Verwendung eines Keramikkopfes zu einer ausreichenden Verbesserung dieses Prothesenmodelles führt, dessen Konzept sich als weitgehend falsch erwiesen hat und das daher mit einer hohen Komplikationsrate belastet ist, wie auch die Ergebnisse dieser Nachuntersuchung zeigen. Bei Patienten mit Huggler-Weber-Prothesen wurde in 16% der Fälle eine Reoperation erforderlich, bei solchen mit Müller-Prothesen nur in 2,7% der Fälle.

GRISS u.a. (1977) haben weitergehende Veränderungen der Huggler-Weber-Prothese vorgenommen. Sie verwenden nicht nur einen Keramikkopf, sondern auch eine Keramikpfanne. Die Pfanne wird entweder zementfrei in das Lager eingeschraubt (Modell Lindenhof) oder mit Knochenzement befestigt (Modell Friedrichsfeld). GRISS u.a. wollen damit zum einen die gute biologische Verträglichkeit und große Abriebfestigkeit der Keramik ausnutzen, zum anderen die nachteiligen Effekte des Knochenzements umgehen. Da nach der zementfreien Implantation der Lindenhof-Pfanne eine 3-monatige postoperative Entlastung der Extremität notwendig ist, ist sie hauptsächlich für jüngere Patienten geeignet. Bei älteren Patienten, bei denen sofortige Mobilisierung und volle Belastbarkeit der Kunsthüfte erforderlich sind, wird die Friedrichsfeld-Pfanne implantiert. Durch die Viereck-Form soll die Pfanne sehr rotations- und kippstabil sein, so daß sie mit geringen Mengen von Knochenzement - eventuell

nur an einer Seitenfläche - ausreichend fest verankert werden kann. Es bleibt abzuwarten, ob der postoperativ entstehende Knochen-Keramik-Kontakt so fest ist, daß er den dauerhaften Halt des Implantates auch unter funktioneller Beanspruchung gewährleisten kann und damit einen Fortschritt gegenüber der herkömmlichen Zementverankerung darstellt.

Zur zementfreien Implantation geeignet ist die Tragrippenprothese, die MITTELMEIER (1974) vorstellt. MITTELMEIER will dem Problem der Prothesenlockerung begegnen, indem er für günstigere Belastungsverhältnisse sorgt. Durch Vergrößerung der Verankerungsfläche der Prothese soll der Druck auf das knöcherne Prothesenlager so weit reduziert werden, daß die Resorption unterbleibt. Zirkuläre Tragrippen scheinen zur Oberflächenvergrößerung besonders geeignet zu sein, da sich das Knochengewebe gut daran anpassen kann. Diese theoretischen Überlegungen werden durch Tierversuche untermauert, über die HARMS u.a. (1975) berichten. Nach der Implantation von Tragrippenprothesen bei Schäferhunden konnte sowohl röntgenologisch, als auch histologisch nachgewiesen werden, daß der Knochen in die Rippentäler einwächst.

RITTER (1976) strebt mit der Zuggurtungsprothese, die mit und ohne Knochenzement implantiert werden kann, eine Verbesserung des Kraftflusses in zwei wesentlichen Punkten an. 1. ist der Prothesenkragen so konstruiert, daß ihn die von der Pfanne übergeleiteten Kräfte senkrecht treffen. Dadurch werden sie direkt auf die Femurkortikalis übertragen und die unphysiologischen Scherkräfte, die zum Abbau des Adam'schen Bogens führen, entfallen. 2. werden die horizontal gerichteten Kräfte, die die laterale Kortikalis schädigen, durch eine laterale Zuggurtung aufgenommen. Die Zuggurtungsschraube wird über eine Befestigungsplatte in der distalen Kortikalis verankert; damit soll ihr sicherer Sitz auch unter dynamischen Bedingungen gewährleistet sein.

MORSCHER und MATHYS (1975) sehen als Hauptursache der Prothesenlockerung die Spannungen, die an der Grenzfläche zwischen Prothese und Knochenzement einerseits und Knochen andererseits aufgrund der unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften entstehen. Darum haben sie nach einem Werkstoff gesucht, der in seinem Deformationsverhalten dem Knochen möglichst ähnlich ist. Diese Bedingung erfüllt das Polyacetalharz weitgehend. Die sogenannte isoelastische Prothese, die sich medial am Calcar femoris abstützt und lateral mit einer Zuggurtungsschraube fixiert ist, soll durch ihre günstigen elastischen Eigenschaften eine weitgehend natürliche Spannungsverteilung im Femur bewirken und damit lokale Belastungsspitzen am Prothesenkragen und am Prothesenschaftende vermeiden.

Der Beobachtungszeitraum ist bei beiden Prothesentypen noch zu kurz, um ihre Bewährung in der Praxis beurteilen zu können. Die isoelastische Prothese ist dabei mit dem Risiko eines neuen Werkstoffes belastet, der seine Festigkeit unter dynamischen Bedingungen in vivo noch beweisen muß. Bei der Zuggurtungsprothese bleibt abzuwarten, ob die Befestigungsplatte so dimensioniert ist, daß sie keine Atrophie der Kortikalis hervorruft, und ob der Knochen dem Zug der Schrauben standhält.

Um insbesondere den jüngeren Patienten mit schmerzhaften Hüftgelenksleiden zu helfen, griff WAGNER (1975) das Prinzip der Schalenprothese wieder auf, das schon früher in Form der Cup-Prothese realisiert worden ist. Wenn die Zerstörung des Hüftkopfes noch nicht zu weit fortgeschritten ist und der Kopf noch eine gute Durchblutung aufweist, beschränkt sich WAGNER auf eine sparsame

Resektion des destruierten Gewebes. Anstelle der freibeweglich in das Gelenk interponierten einteiligen Cup-Prothese wendet er zwei mit Knochenzement fixierte Prothesenschalen, eine aus Metall für den Hüftkopf und eine aus Polyäthylen für die Pfanne. Dadurch daß Hüftkopf und Schenkelhals nicht reseziert werden, möchte WAGNER zwei wesentliche Vorteile gegenüber den herkömmlichen Prothesen erreichen. 1. bleibt der Kraftfluß am proximalen Femur unbeeinflusst, unphysiologische Scherkräfte treten nicht auf. Dadurch wird die Befestigung der Prothesenschalen nur wenig beansprucht und sollte sehr haltbar sein. 2. wird die Möglichkeit zu Alternativoperationen - sei es zur Arthrodese, sei es zur Totalendoprothese - optimal offengehalten. Man kann noch nicht beurteilen, ob sich die Schalenprothese auf die Dauer bewährt, besonders deshalb nicht, weil die Knochenstruktur unter der Metallschale und damit eine eventuelle Lockerung röntgenologisch nicht darzustellen sind. Obgleich langfristige Erfahrungen noch fehlen, scheint die Implantation dieser Prothese angezeigt, wenn gelenkerhaltende Operationen nicht mehr möglich sind, da sie viele Rückzugswegen offen läßt.

Bei der weiteren Entwicklung der Totalendoprothesen kommt den Formen, die auch nach Resektion von Hüftkopf und Schenkelhals biomechanisch günstige Verhältnisse schaffen, besondere Bedeutung zu. Denn ein möglichst physiologischer Kraftfluß am prothetisch ersetzten proximalen Femurende ist eine wesentliche Voraussetzung für die zementfreie Implantation von Schaftprothesen. Da alle Lockerungsmechanismen an der Bindegewebsmembran zwischen Knochen und Knochenzement angreifen, ist die

zementfreie Implantation anzustreben, da nur sie einen festen Prothesensitz über lange Zeit gewähren kann. Damit wäre es dann auch möglich, die Patienten dauerhaft zu versorgen, bei denen die Implantation einer Schalenprothese nicht indiziert ist.

## 11. ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit berichtet über klinische und röntgenologische Nachuntersuchungsergebnisse bei 72 Patienten, die wegen Bruch oder Lockerung einer Totalendoprothese innerhalb von 0-72 Monaten nach der Implantation reoperiert werden mußten.

Bei der Mehrzahl der Patienten war der erneut einsetzende Ruhe- und Belastungsschmerz der erste Hinweis auf den Lockerungsprozeß. Bei der klinischen Untersuchung fiel die schmerzhafteste endgradige Einschränkung der Beweglichkeit und die Schmerzhaftigkeit bei Druck- und Zugbelastung des Gelenkes auf.

Die Infektionsfälle konnten durch eine deutliche Erhöhung der BKS nachgewiesen werden.

In 70% der Fälle konnten Bruch bzw. Lockerung zum Zeitpunkt der Reoperation auch röntgenologisch sicher diagnostiziert werden. Als röntgenologische Zeichen der Lockerung galten: progrediente Randsaumbildung an der Knochen/Knochenzementgrenze, zystische Hohlraumbildung, Osteolyse am Adam'schen Bogen, spindelförmige Resorption an der Schaftspitze und Stellungsänderung des Implantats.

Bei dem hier untersuchten Krankengut erwies sich die aufgrund dieser Befunde gestellte Diagnose bei der Nachoperation immer als richtig. In zweifelhaften Fällen mögen andere diagnostische Verfahren wie szintigraphische Untersuchungen und Arthrographie zur Dia-

gnosesicherung beitragen. Es ist zu erwarten, daß die angestrebte Früherkennung der Prothesenlockerung durch neue Untersuchungsmethoden wie die Röntgenstereophotogrammetrie und die dynamischen Funktionsprüfungen mit Hilfe von kinematografischen Aufzeichnungen bei der Röntgenuntersuchung verbessert werden kann.

In der Diskussion werden einige neue Prothesenmodelle vorgestellt, die durch Verbesserung der biomechanischen Verhältnisse am prothetisch ersetzten proximalen Femurende, durch neue Werkstoffe und zementfreie Implantation die Lebensdauer der Totalendoprothesen verlängern sollen. Der Beobachtungszeitraum ist jedoch bei allen Modellen noch zu kurz, um ihre Bewährung in vivo beurteilen zu können.

## 12. LITERATUR

- 1) Bätzner, K., H.Weaver: Komplikationen und Probleme der Hüftgelenktotalplastik. Bruns'Beitr.klin. Chir. 219A (1972) 316-322
- 2) Bergström, B., L.Lindberg: Radiographic Abnormalities Caused by Postoperative Infection Following Total Hip Arthroplasty. Clin.Orthop. 99 (March-April 1974) 95-102
- 3) Boitzky, A., H.Zimmermann: Komplikationen bei Totalprothesen der Hüfte. Arch.orthop.Unfall-Chir. 66 (1969) 192-200
- 4) Breitenfelder, J., R.Weidner: Die elektrogalvanische Entzündung als Ursache der aseptischen Implantatlockerung bei der Alloarthroplastik des Hüftgelenkes. Z.Orthop. 114 (1976) 876-870
- 5) Brinkmann, K.E., K.Heilmann: Klinische, röntgenologische und feingewebliche Untersuchungen an ausgelockerten Hüftgelenksprothesen. Arch.orthop. Unfall-Chir. 80 (1974) 333-342
- 6) Buchholz, H.W.: Die tiefe Infektion bei der totalen Endoprothese. in: 9, 153-159
- 7) Charnley, J.: A Clean-Air Operating Enclosure. Brit. J. Surg.Vol. 51 No. 3 (March 1964) 202-205
- 8) Charnley, J.: The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary invention. Journal of Bone and Joint Surgery 54 B (February 1972) 61-76
- 9) Cotta, H.v., K.P.Schulitz (Hg): Der totale Hüftgelenkersatz. Stuttgart: Thieme, 1973
- 10) Diehl, K.: Knochenbeanspruchung und Knochenumbau bei der Alloarthroplastik des coxalen Femurendes mit Zementverankerung. Arch.orthop.Unfall-Chir. 83 (1975) 9-28

- 11) Dreyer, J., P.Georgi, H.Prévot: Der Aussagewert der Szintigraphie bei Verdacht auf Endoprothesenlockerung. Orthop.Praxis 1/XIII (Januar 1977) 45-47
- 12) Francillon, M.R.: Über die Kopf-Hals-Resektion und die Resektions-Angulationsosteotomie in der Behandlung der Coxarthrosis deformans. in: 39 136-146
- 13) Friedebold, G.: Fehlerquellen bei Alloarthroplastiken der Hüfte und ihre Vermeidung. Z.Orthop. 105 (1969) 553-565
- 14) Griss, P.et al.: Die Mannheimer Oxidkeramik-Metall-Verbundprothesen: Eine kritische Wertung unserer bisherigen klinischen Erfahrungen. Arch.orthop. Unfall-Chir. 87 (1977) 73-84
- 15) Griss, P., G.Heimke, H.v.Andrian-Werburg: Die Aluminiumoxidkeramik-Metall-Verbundprothese: Eine neue Hüftgelenkstotalendoprothese zur teilweisen zementfreien Implantation. Arch. orthop. Unfall-Chir. 81 (1975) 259-266
- 16) Gschwend, N., H.U.Debrunner (Hg): Total Hip Prosthesis. Bern: Hans Huber Publishers, 1976
- 17) Guzzanti, V., F.Greco, G.de Rossi, C.Focaci: Die Toleranz bei Hüftgelenksprothesen bewertet durch szintigraphische Studien. Arch.orthop.Unfall-Chir. 88 (1977) 87-101
- 18) Harms, J., E.Mäusele, G.Biehl: Gewebliche Anpassungsvorgänge an selbsthaltenden Tragrippenendoprothesen. Z.Orthop. 113 (1975) 741-744
- 19) Heipertz, W.: Lockerung und Infektion der Hüftgelenk-Totalendoprothese. Z.Orthop. 112 (1974) 938-940
- 20) Hessert, G.R.: Die Kopffrotation der Huggler-Weber-Prothese. in: 9, 50-52
- 21) Hohmann, D.: Allgemeine und besondere Indikation der Totalalloplastik des Hüftgelenkes. in: 9, 53-62
- 22) Holz, U., H.J.Gubba: Zur Problematik des Prothesenwechsels bei Lockerungen und Infektionen des alloarthroplastischen Hüftgelenkersatzes. Arch. orthop.Unfall-Chir. 80 (1974) 165-175

- 23) Holz, U., M.Ungethüm: Klinische und experimentelle Untersuchungen wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Verankerung von Hüfttotalendoprothesen. Arch.orthop.Unfall-Chir. 82 (1975) 195-204
- 24) Hupfauer, W., J.Seifert: Diagnostik der Implantatlockerung. Orthop.Praxis 12/XII (Dez. 1976) 1099-1103
- 25) Imhäuser, G.: Technik und Ergebnisse der Muskelentspannungsoperation bei der Koxarthrose. in: 39 161-173
- 26) Keyl, W., W.R.Hepp: Informationswert der Hüftarthrographie bei Verdacht auf Prothesenlockerung. Arch.orthop.Unfall-Chir. 77 (1973) 330-338
- 27) Maier, S. et al.: Nachuntersuchungsergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte unter besonderer Berücksichtigung der Spätkomplikationen 4-7 Jahre post operationem. Z.Orthop. 115 (1977) 274-283
- 28) Mittelmeier, H.: Zementlose Verankerung von Endprothesen nach dem Tragrippenprinzip. Z.Orthop. 112 (1974) 27-33
- 29) Morscher, E., R.Mathys: Erste Erfahrungen mit einer zementlosen isoelastischen Totalprothese der Hüfte. Z.Orthop. 113 (1975) 745-749
- 30) Müller, M.E.: Der derzeitige Stand der Totalendoprothese des Hüftgelenkes. Z.Orthop. 112 (1974) 933-938
- 31) Müller, M.E.: Complications of total hip replacement. in: 16, 57-65
- 32) Nicod, L.: Is it possible to carry out a total hip replacement operation in a conventional operating theatre?. in: 16, 104-108
- 33) Polster, J., H.Hoefert, P.Brinckmann, A.Blömer: Implantatwechsel und Stellungsfehler der Implantate. Vortrag auf der 26. Jahrestagung der Nordwestdeutschen Orthopäden 1976, Lübeck-Travemünde

- 34) Probst, K.J., D.Hohmann: Eine biometrische Methode zur Frühdiagnose der Lockerung von Totalendoprothesen des Hüftgelenkes. Orthop.Praxis 7/XIII (Januar 1977) 482-486
- 35) Reichelt, A., A.Brand: Das Verhalten der Blutsenkungsgeschwindigkeit nach der Implantation von Totalendoprothesen des Hüftgelenkes. Z.Orthop. 113 (1975) 900-903
- 36) Ritter, G., A. Grünert, C.H.Schweikert: Die Zuggurtungs-Hüftendoprothese. Arch.orthop.Unfall-Chir. 86 (1976) 1-14
- 37) Ritter, G., A.Grünert, C.H. Schweikert: Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen. Arch.orthop.Unfall-Chir. 77 (1973) 154-164
- 38) Ruckelshausen, M.C.: Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen. in: 9, 1-14
- 39) Rütt, A. (Hg): Die Therapie der Koxarthrose. Stuttgart: Thieme, 1969
- 40) Schreiber, A., G.Janssen: Züricher Erfahrungen mit der Hüfttotalendoprothese (1962-1970). in: 9, 112-118
- 41) Schulitz, K.P., H.O.Dustmann: Komplikationen der Totalendoprothese. Arch.orthop.Unfall-Chir. 85 (1976) 33-50
- 42) Seewald, K.: Lokale und allgemeine Komplikationen bei Hüftgelenksendoprothesen. Z.Orthop. 112 (1974) 990-994
- 43) Semlitsch, M.: Oberflächenuntersuchungen an Metallen und Kunststoffen für künstliche Hüftgelenke mit dem Rasterelektronenmikroskop. in: 9, 33-49
- 44) Stadler, J., H.R. Henche: Early infection after total hip-arthroplasty. in: 16, 84-96
- 45) Steinhäuser, J.: Möglichkeiten und Grenzen der operativen Behandlung der Koxarthrose. Chir.Praxis 13 (1969) 465-474
- 46) Thull, R., R.Neupert: Persönliche Mitteilung 1978

- 47) Wagner, H.: Der alloplastische Gelenkflächenersatz am Hüftgelenk: Vorläufige Mitteilung. Arch. orthop.Unfall-Chir. 82 (1975) 101-106
- 48) Weber, B.G. G.Stühmer: Gute und schlechte Erfahrungen mit der Totalprothese des Hüftgelenkes. in: 9, 118-129
- 49) Weber, B.G. et al.: Aluminiumoxidkeramikugeln für Hüftendoprothesen nach Baukastenprinzip: Vorläufige Mitteilung. Z.Orthop. 115 (1977) 305-309
- 50) Weigert, M., G.Friedebold, H.Klems: Fehler und Gefahren beim totalen Hüftgelenkersatz. Z.Orthop. 109 (1971) 658-676
- 51) Willert, H.G., L.Zichner: Der Vorgang der Implantatlockerung. Vortrag auf der 26. Jahrestagung der Nordwestdeutschen Orthopäden, Lübeck-Travemünde (Mai 1976)
- 52) Willert, H.G.: Tissue Reaction Around Joint Implants and Bone Cement. in: Chapchal, G.(Hg): Arthroplasty of the Hip. Stuttgart: Thieme, 1973 12-21
- 53) Willert, H.G., M.Semlitsch: Kapselreaktion bei Gelenkendoprothesen. Vortrag am Kongress der Niederländisch-Schweizerischen Gesellschaft für Orthopädie, Lausanne (Mai 1974)
- 54) Wilson, J.N., J.T.Scales: Loosening of total hip replacement with cement fixation. Clin.Orthop. 72 (1970)
- 55) Witt, A.N., H.Hackenbroch jun.: Die Therapie der Hüftgelenksarthrosen mit Endoprothesen. in: 39, 229-243
- 56) Zippel, J., M.Meyer-Ralfs: Themistokles Gluck (1853-1942), Wegbereiter der Endoprothetik. Z.Orthop. 113 (1975) 134-139.

Herrn Professor Dr. D. Hohmann danke ich für die freundliche Überlassung des Themas und die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes in seiner Klinik.

Herrn Privat-Dozenten Dr. H. Legal bin ich für die stets gern gewährte Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und die Durchsicht der Arbeit außerordentlich zu Dank verpflichtet.

### Lebenslauf

Ich wurde am 6.2.53 als zweites Kind des Diplom-Ingenieurs Ernst Lürken und seiner Frau Inge, geb. Dyckerhof, in Mülheim-Ruhr geboren.

Von 1959 bis 1963 besuchte ich dort die Hölterschule und anschließend das Städtische Mädchengymnasium bis zum Abitur am 18.5.71.

Im Wintersemester 1971/72 studierte ich an der Christian-Albrechts-Universität Kiel Chemie und Physik. Im Sommersemester 1972 begann ich in Kiel das Studium der Zahnmedizin, im Sommersemester 1973 das Studium der allgemeinen Medizin. Die ärztliche und zahnärztliche Vorprüfung legte ich im Juli 1974 ab. Seit dem Wintersemester 1974/75 studierte ich an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen Zahnmedizin bis zur zahnärztlichen Prüfung am 20.7.77. Im Sommersemester 1977 nahm ich das Studium der allgemeinen Medizin wieder auf. Am 31.3.78 bestand ich den 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung.





**Buchdruck - Offsetdruck**

**Karl Döres, 852 Erlangen, Jägerstr. 3 · Tel. 2 15 21**